

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2017

Bc. Aleš Pohludka



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**FREKVENČNÍ ANALÝZA EEG SIGNÁLU PRO DETEKCI
BDĚLOSTI MOZKU**

BRAIN WAKEFULNESS DETECTION USING FREQUENCY AND TIME-FREQUENCY EEG SIGNAL
ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Aleš Pohludka

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Tomáš Potočňák

BRNO 2017



Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Aleš Pohludka

ID: 154647

Ročník: 2

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Frekvenční analýza EEG signálu pro detekci bdělosti mozku

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou měření a zpracování elektroencefalografického signálu (EEG). 2) Nastudujte způsoby měření mentální únavy a jejího vlivu na signál EEG. Zaměřte se na zpracování EEG signálu ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti. Na základě teoretických předpokladů sestavte sadu příznaku, se zaměřením na sledování dynamického vývoje mentální únavy. 3) Z výše uvedené problematiky zpracujte literární rešerši. Zvolte podle Vás nejvhodnější metodu a její výsledek prakticky ověřte. 4) V programovém prostředí MATLAB realizujte software ke stanovení mentální zátěže a stupně bdělosti mozku na základě signálu EEG. 5) Zvolte vhodný způsob kvantitativního a kvalitativního hodnocení příznakových parametrů. 6) Vypracujte přehlednou studii, dosažené výsledky diskutujte a srovnajte s jinými studiemi.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

1] KLIMESCH, W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. Brain Research Reviews. 1999, 29(2-3): 169-195.

[2] SANEI, S. a J.A. CHAMBERS. EEG signal processing. Hoboken, NJ: John Wiley, 2007, xxii, 289 p. ISBN 04-700-2581-6.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 19.5.2017

Vedoucí práce: Ing. Tomáš Potočňák

Konzultant: Ing. René Labounek

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Práce je zaměřena na základy elektroencefalografie, způsob měření elektroencefalografických signálů, jejich zpracování a především interpretaci signálu ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti za účelem detekce mentální únavy jedince. Je diskutována mentální únava a její příčiny, důsledky a souvislost se sensoricko-kognitivním systémem a provázaností s pamětí. Jsou popsány základní mezinárodní zapojení pro standardizované měření EEG signálů ze skalpu hlavy a experimenty, které vedou k navození mentální únavy. Na základě těchto vědomostí byl realizován vhodný experiment pro navození takového stavu. Celkem ho podstoupilo deset subjektů na měřicím zařízení GES 410MR od firmy EGI v laboratorních podmínkách. Data se analyzovala hlavně pomocí S-transformace a Hilbert-Huangovy transformace představující dva nejmodernější odlišné přístupy k časově-frekvenční analýze. Výsledkem práce je zhodnocení stavu mentální únavy v závislosti na chybovosti v úkolu a čase.

KLÍČOVÁ SLOVA

Mentální zátěž, EEG, PSD, ICA, S-transformace, EMD

ABSTRACT

This work describes basics of electroencephalography, measuring methods of electroencephalographic signals, their processing and especially the interpretation of EEG signal in frequency and time-frequency domains for mental fatigue detection purposes. Mental fatigue, its sources, consequences and connection with sensory-cognitive system and link to memory is discussed. The most basic normalized international system for measuring EEG from the scalp as well as some of the experiments that ultimately lead to mental fatigue are described. With this knowledge in mind, an experiment was prepared for inducing such a state. Ten subjects participated in the test which was conducted in laboratory with EEG machine GES 410MR by EGI. The data were analyzed mainly with S-transform and Hilbert-Huang transform. These two transforms represent two distinct state of the art time-frequency methods of spectral analysis. The result of this work lies in evaluating the relationship between mental fatigue, errors accumulated during the task and with time.

KEYWORDS

Mental fatigue, EEG, PSD, ICA, S-transform, EMD

POHLUDKA, Aleš *Frekvenční analýza EEG signálu pro detekci bdělosti mozku*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 46 s. Vedoucí práce byl Ing. Tomáš Potočňák,

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Frekvenční analýza EEG signálu pro detekci bdělosti mozku“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu Ing. Tomášovi Potočňákovi konzultantovi semestrální práce panu Ing. René Labounkovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci a panu Ing. Martinovi Lamošovi za pomoc při akvizici dat a vedení laboratoře.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	1
1 Mentální únava	2
1.1 Koncept mentální únavy	2
1.2 Kognitivní výkon a zátěž	3
1.3 Experimenty měření kognitivní zátěže	4
2 Základy popisu signálu EEG	6
2.1 Vznik a zdroje signálu	6
2.1.1 Nervová soustava	6
2.1.2 Mozková kůra	7
2.1.3 EEG rytmy a vlny	8
2.2 Charakteristika rušení	10
2.2.1 Artefakty a rušení biologického původu	10
2.2.2 Artefakty z elektrod a šum elektroniky	11
3 Záznam a vyhodnocování únavy	12
3.1 Elektrody	12
3.2 Umístění elektrod	12
3.3 Režimy snímání	13
3.4 Zesilovače a předzpracování	15
3.4.1 Nároky na zesilovač	15
3.4.2 AD převodník	16
3.4.3 Předzpracování signálu	16
3.5 Zpracování signálu	17
3.5.1 Analýza v časové oblasti	18
3.5.2 Frekvenční oblast	18
3.5.3 Časově-frekvenční oblast	18
3.6 Vliv mentální únavy na signál	22
3.7 Extrakce příznaků	22
4 Návrh měření a akvizice dat	23
5 Realizace stanovení mentální únavy	25
5.1 Předzpracování signálu	25
5.1.1 Potlačení nebiologických rušení	26
5.1.2 Potlačení biologických rušení	26
5.1.3 Standartizace	28

5.2	Aplikace metod analýzy	30
5.3	Načtení časových značek a tlačítek	31
5.4	Subjektivní hodnocení	32
5.5	Extrakce příznaků	34
5.6	Výsledky a srovnání	35
6	Závěr	36
	Literatura	37
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	42
A	PŘÍLOHA 1	44
A.1	Parametry EEG přístroje	44
B	PŘÍLOHA 2	45
B.1	Mapa čepice pro EEG	45
C	PŘÍLOHA 3	46
C.1	Popis souborů aplikace	46

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Elektroencefalografické rytmy pozorované během různých stavů bdělosti	8
2.2	Základní rytmy	9
3.1	Mezinárodní 10-20 systém pro klinické měření EEG	13
3.2	Unipolární režim snímání	14
3.3	Bipolární režim snímání	14
3.4	Zprůměrovaný režim snímání	14
3.5	Představa BSS	17
3.6	Vstupní a výstupní signál po aplikované rychlé S-transformaci	20
4.1	Geodesic EEG System 410	23
4.2	Sada obrázků použita v experimentu	23
4.3	Schéma průběhu experimentu	24
5.1	Schéma předzpracování signálu	25
5.2	Amplitudová frekvenční charakteristika BP filtru	26
5.3	Naměřený kanál Fp1 po filtraci BP	27
5.4	Korelace mezi vEOG a ICA aktivace při pohybu očí	28
5.5	Korelace mezi vEOG a ICA aktivace při mrkání	29
5.6	Ukázka signálu po ICA	29
5.7	Odhad hustoty spektrálního výkonu kanálu Pz Welchovou metodou	30
5.8	Spektrogram získaný S-transformací na začátku experimentu	31
5.9	Spektrogram získaný S-transformací na konci experimentu	31
5.10	Spektrogram získaný Hilbert-Huangovou transformací na začátku ex- perimentu	31
5.11	Spektrogram získaný Hilbert-Huangovou transformací na konci expe- rimentu	32
5.12	Ukázky ST delších úseků	33
5.13	Rozdíl rychlosti nástupu únavy	34
5.14	[Úspěšnost plnění úkolu	35
B.1	Mapa čepice pro EEG	45

ÚVOD

Lidský mozek je nejkomplexnější organická hmota, se kterou se lidstvo doposud setkalo a je tak přirozeně předmětem nejrůznějšího vědeckého bádání. Samotný fakt, že je vůbec schopen rozeznat sám sebe a potenciálně se vymanit z nadvlády replikátorů, které ho evolucí vytvořily je pozoruhodný. Jednou z neinvasivních metod získu informace o změnách elektrického potenciálu mozkové kůry je elektroencefalografie (EEG). Časový průběh a tvar vln EEG signálu poskytuje klinicky cenná data o elektrické aktivitě mozku. V poslední době čím dál víc trápí lidstvo mentální vyčerpání, která od nechuti a ztráty motivace plnit nějaký úkol může končit dokonce až havárií nebo syndromem vyhoření. Detekce mentální únavy by mohla pomoci zamezit těmto stavům nebo přispět k odhalení některých patologií. Koncept mentální zátěže je jasně propojen s kognitivními schopnostmi a pamětí.

Tato práce se věnuje oblasti elektroencefalografie, jeho zdrojů, záznam a zpracování detekovaného signálu zejména ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti za účelem náhledu do problematiky změn signálu v závislosti na velikosti mentální únavy a následného vyhodnocení a klasifikace. První část [kapitola 1] se zabývá nutnou teorií a definuje zkoumané pojmy. Předmětem druhé části [kapitola 2] jsou základní parametry EEG signálu a jeho charakteristika. Třetí část [kapitola 3] se zabývá měřením, záznamem a zpracováním signálů se zaměřením na extrakci vhodných příznaků signalizující mentální únavu. Část [kapitola 4] popisuje experiment a akvizici dat a poslední sekce [kapitola 5] se věnuje realizací extrakce příznaků signalizující mentální únavu. Následně je provedeno zhodnocení a porovnání s podobnými studiemi.

1 MENTÁLNÍ ÚNAVA

Únavou lze označit pocit, který může postihnout osoby při nebo po dlouhotrvající aktivitě a je běžným problémem moderní společnosti. V dnešní době existuje nespočet povolání, ve kterých unavené osoby rutinně provozují komplexní, vysoce rizikové úkoly. Takovéto úkoly mohou být stejně běžné jako řízení auta nebo obsluha vysokozdvizného vozíku, anebo tak vzácné jako řídit provoz na rušném letišti nebo dokování dvou kosmických plavidel na oběžné dráze Země. Tento nežádoucí stav přispěl k některým velice publikovaným i k některým málo publikovaným haváriím či katastrofám. Jelikož únava snižuje efektivnost i při vykonávání běžných denních aktivit, objasnění příčiny jejího vzniku a vyvinutí efektivní metody pro její překonání by jistě byly vítaným benefitem. [27]

1.1 Koncept mentální únavy

Nervový mechanismus mentální (duševní) únavy je do určité míry objasněn: z výsledků studií s využitím evokovaných potenciálů (ERP) byla stanovena řada neuronových drah propojující různé části mozku. Klinický je únava nejlépe definovaná jako obtíž při vykonávání dobrovolné činnosti. Hlavní psychologické symptomy jsou subjektivní pocity nízké energie a motivace, které mohou být doprovázeny i fyzickou slabostí. Ospalost stranou, únava je stále široký pojem, který zahrnuje duševní, motorické, metabolické, endokrinní, senzorické a další fyziologické nebo environmentální aspekty. Únava a ospalost jsou často pocítovány souběžně. Mentální únava se nedostavuje ne tak moc z nadměrné činnosti či úsilí, ale spíše z nedostatku motivace pro činnosti, které jsou stále v čase méně a méně pro osobu hodnotné nebo život naplňující. Z tohoto pohledu je funkce únavy benefitní, protože zabraňuje fixaci jedince na jednu (často monotónní a podhodnocenou) činnost a dává mu šanci přerušit pozornost, což mu dovoluje se nad svou dosavadní činností zamyslet a eventuálně přehodnotit plány pro svou další činnost nebo je uzpůsobit tak, aby byly více užitečné či hodnotné. Nicméně naše společnost mnohdy vyžaduje osoby, které se budou věnovat zdlouhavým úkolům s nízkou okamžitou hodnotou jako např. dálkové jízdy nákladních vozidel, pilotování letadel nebo při nejružnějších monitorovacích činnostech. Lepší pochopení neurofyziologie přechodu mezi naprostou obezřetností a únavou mohou pomoci v návrhu a analýzách úkolů. V ideálním stavu pak přesně vědět jaké fyziologické změny nastávají a s jejich využitím se tak vyhnout zvýšené nehodovosti. [37]

I když definice únavy není zcela jednotná, zdá se, že existuje společný koncept, který stanovuje únavu související se sníženým výkonem, spíše než s pocitem únavy.

Pocit únavy tak není únava, protože pocit únavy je zapojen do biologického poplachu, pod kterým je jedinec víc motivován k odpočinku. Odpočinek má za následek odstranění únavy a to má za následek odstranění pocitu únavy. Neuronový mechanismus mentální únavy související s výkonem je v současnosti málo objasněn. Mentální únava je tedy pozorována jako redukce efektivnosti plnění duševních úkolů a lze ji vyvolat kognitivní zátěží. Mentální zátěž je rozsáhle zdokumentována a běžně ji lze definovat jako míru mentálních zdrojů zúčastňující se úkolu. Na základě této míry lze hovořit o složitosti úkolu. [17] [27] [43]

Změny v signálu získané elektroencefalografií (EEG) jasně signalizují počátek a jednotlivé fáze spánku, novější studie ovšem ukázaly, že vzory v EEG mohou také signalizovat nástup psychického vyčerpání při plném vědomí osob. Na základě studií by měly existovat tři statisticky oddělitelné úrovně vývoje mentální únavy: pohotovost, "normální" stav (ani pohotovost ani únava) a stav mentální únavy. Znamky únavy z EEG stále nejsou dostatečně ostře ohraničené navzdory doposud mnoha provedenými studiemi. Pro objektivní operační odhad únavy pomocí EEG stále představuje velkou výzvu. [37]

1.2 Kognitivní výkon a zátěž

Složitě, vysoce rizikové úkoly jako např. pilotování letounu nebo řízení vozidla představují vysokou kognitivní zátěž operátora s poměrně nízkou fyzickou náročností. Během takovýchto výkonů mentální únava ohrožuje výkon a bezpečnost prostřednictvím různých poruch soustředění včetně: a) snížené obezřetnosti, b) nižší kvality realizace sekundárních úkolů, c) zhoršení řešení problémů, d) poklesu čtení situace, e) snížení tolerance k risku a námaze. [3] [37]

Lidský kognitivní systém nedokáže zpracovat úplně všechny podněty díky své omezené kapacitě. Kritickou roli při zpracovávání informací sehrává selektivní pozornost zabraňující zahlcení informacemi přidělováním omezených zdrojů pouze na nejkritičtější a nejrelevantnější aspekty dané informace a irelevantní informace potlačuje za účelem optimálního řešení současných cílů. Podle modelu neobjektivního soutěžení (biased competition model) vizuální selekce jsou nervové reprezentace různých objektů ve scéně navzájem inhibiční. Reprezentace objektů tak mezi sebou soutěží o přístup do vyšších úrovní zpracovávání, selekce objektů je řízena preaktivací nervových kanálů citlivých na příslušný objekt. [33]

Lze tak pravděpodobně říci, že každý kognitivní proces je závislý na zdrojích uložených jak v systému pracovní paměti (working memory system – WMS), tak i dlouhodobé paměti (long-term memory system – LTMS). Jako ukázkou každodenního kognitivního procesu lze považovat např. rozpoznání všedního předmětu. Základní

myšlenka spočívá v tom, že po senzorickém stimulu a následném navázání tomu odpovídajícího nervového kódu se sémantické informace v dlouhodobé paměti přečtou a použijí pro identifikaci vnímaného objektu. Jestliže na výstupu tohoto porovnávacího procesu je pozitivní výsledek, objekt je identifikován, což vede k vytvoření kódu krátkodobé paměti (short-term memory – STM). V tomto případě jsou tedy aktivovány dráhy směrem zdola nahoru (bottom-up pathways), které jsou podobné nebo totožné s těmi, které slouží k načítání informace z dlouhodobé paměti. Proces kódování je totožný s procesem rozpoznání: obraz nebo rys je shledán v LTM a pak uložen (zkopírován) do STM. Komplexní kognitivní procesy jako je mluva nebo myšlení mohou být také popsány jako velice blízké interakce mezi WMS a LTMS. Základním rozdílem oproti předešlému příkladu je absence senzorického kódu, kód je generován v STM, v případě mluvení to znamená generování plánu co říct. Takovéto kódy generované v STM spouští vyhledávací procesy v LTM za účelem zisku relevantních znalostí o vhodných sémantických, syntaktických a artikulačních informacích. [22]

Kognitivní výkonnost úzce souvisí a je propojena s výkonností WMS a LTMS. Jako příklad lze uvést, že většina testů inteligence zahrnuje měření délky paměti, což je důležitá funkce WMS, a posuzování analogií, což odráží důležitý aspekt sémantické LTMS. Zlepšování kognitivní výkonnosti od dětství po pubertu a také snížení výkonu během stáří je, s největší pravděpodobností nebo alespoň v přímé korelaci, kvůli změnám propojenosti mezi WMS a LTMS. [33]

1.3 Experimenty měření kognitivní zátěže

Pro testování kognitivní zátěže a mentální únavy jsou používány různé experimenty, při kterých testovaný subjekt na základě vizuálního stimulu plní úkoly nejčastěji stiskem tlačítka na ovladači. Úkoly bývají relativně jednoduché avšak jsou podávány sériově po sobě s velkou rychlostí, takže subjekt neustále přemýšlí nad řešením. V důsledku toho jsou úkoly zdlouhavé a unavující za účelem dostatečného vybuzení kognitivního systému. Signály jsou získány pomocí EEG, elektrokardiografie (EKG) nebo magnetoencefalografie (MEG) popř. pomocí funkčního zobrazení magnetické rezonance (fMRI) či blízko infračervenou spektroskopií (fNIR). EEG díky svému velkému časovému rozlišení představuje nejlepší metodu pro měření mentální únavy. Následují příklady experimentů. [21] [23]

- (a) Účastníkům se na obrazovce zobrazovalo po dobu 30-ti minut jedno ze čtyř písmen na jednu vteřinu co tři vteřiny. Pokud se shodovalo s písmenem vedle obrazovky, měli zmáčknout pravé tlačítko pomocí pravého prostředníka, pokud se neshodovalo, pak zmáčknout levé tlačítko pomocí pravého ukazováku. Toto

sezení se opakovalo ještě třikrát s krátkými přestávkami. Další verze spočívala v rozhodování, zda se aktuální písmeno shoduje s písmenem dvě iterace zpět. Účelem tohoto testu bylo způsobit únavu. Před a po tomto testu proběhlo měření EEG a EKG se zavřenýma očima po dobu jedné minuty, kognitivní úkol po dobu devíti minut a následně subjektivní hodnocení únavy na škále 0 až 100 společně s odebráním vzorku slin pro vyhodnocení tamní koncentrace kortizolu, která koresponduje s mírou stresové odezvy. V prvním úkolu měl subjekt stisknout pravé tlačítko pravým prostředníkem, pokud semafor ukazoval znak znamenající zelenou barvu a levé tlačítko pravým ukazovákem při zobrazení znaku znamenající červenou barvu po dobu tři minuty. V druhém úkolu měl subjekt vyhodnocovat, zda znak objevující se na semaforu byl barevně červený nebo zelený bez ohledu na to, zda znak znamenal zelenou nebo červenou po dobu šesti minut. Změna následovala 100 ms po zmáčknutí jakéhokoliv tlačítka. Na účastníky se kladl požadavek odpovídat pokud možno co nejrychleji a správně. To jestli subjekt odpověděl v daném kroku správně či špatně bylo rovněž nepřetržitě zobrazováno na obrazovce jak u únavy navozujícím úkolu tak u kognitivního úkolu. [34]

- (b) Účastníci seděli před obrazovkou s pravou rukou položenou na čtyř-tlačítkové klávesnici. Na obrazovce byl zobrazen jednoduchý aritmetický příklad sestávající se ze čtyř náhodně vygenerovaných jednociferných čísel, tří operátorů a výsledné sumy. Povoleno bylo pouze součet nebo rozdíl a vyřazeny byly ty rovnice, které obsahovaly více stejných cifer. Subjekt měl zhodnotit stiskem odpovídajících tlačítek, zda byl výsledek rovnice menší, rovnající se nebo větší než dodaná suma a odpovídat co nejrychleji pokud možno bez ztráty přesnosti výsledku. Po odpovědi následovala jednosekundová pauza s černou obrazovkou a následně byl zobrazen další příklad. Účastníci plnili úkol do doby, kdy neskončili vyčerpáním nebo po dobu tří hodin. Po úkolu bylo provedeno subjektivní hodnocení únavy pomocí čtyř-bodového odstupňování dvaceti otázek zahrnující energii, únavu, napětí a klid. Signály byly získány kontinuálním měřením pomocí EEG. [37]
- (c) Jako stimul byla použita sada 192 rysových a koncepčních slov. Polovina těchto slov patřila do kategorie živé přírody (ptáci, ovoce, zelenina), druhá polovina do neživé přírody (vozidla, oblečení, zbraně). V prvním úkolu se na obrazovce zobrazovaly páry slov a subjekt měl verbálně vyhodnotit ("ano" nebo "ne"), jestli k sobě patří nebo nikoliv. Například první slovo pařáty, druhé slovo orel; modrý a kanárek apod. V druhém úkolu měl subjekt vyřknout koncepční slovo, které ho napadlo k nabízenému rysovému a ve třetím úkolu si vzpomenout a sdělit přesně ty slova, které patřily k rysovým slovům v prvním úkolu. [23]

2 ZÁKLADY POPISU SIGNÁLU EEG

Časový průběh a tvar vln EEG signálu poskytuje klinicky cenná data o elektrické aktivitě mozku. K umožnění dostatečně efektivní vizuální interpretaci bylo potřeba vyvinout metody detekce a objektivní kvantifikace. Odstranění šumu a artefaktů je důležitá disciplína vedoucí k efektivnímu zpracování signálu a následné spolehlivé analýze. Extrakce relevantních charakteristických vlastností potom k vytvoření systému schopného klasifikace EEG. Klinická interpretace EEG se postupem času stala samostatnou disciplínou. Vyhodnocující má za úkol vyvodit závěry na základě frekvence, amplitudy, morfologie a prostorové distribuce signálů.

Fundamentální otázkou zůstává, zda by se mělo na EEG pohlížet jako na deterministický či stochastický signál a jak by se mělo postupovat z hlediska jeho zpracování. V současné době lze pouze určit do jaké míry je daný typ EEG signálu deterministický, např. epileptické EEG je méně stochastické, než EEG zdravého jedince a lze zde nalézt rysy chaotického deterministického procesu, který charakterizuje výstup nelineárního dynamického systému. Avšak charakteristika deterministického procesu by musela být natolik komplexní, že by její výsledek nebyl jednoduše rozeznatelný od signálu stochastického. Z těchto důvodů lze konstatovat, že stochastický popis stejně vhodný jako deterministický. [29]

2.1 Vznik a zdroje signálu

2.1.1 Nervová soustava

Nervová soustava je částí těla, která slouží k zachycení a zpracování podnětů působících na organismus a k zajištění odpovídající reakce. Základní funkční jednotkou nervové soustavy je speciální typ buňky neuron. Z hlediska své funkce se zařazuje mezi buňky vzrušivé, tj. takové, které po podnětu vytvoří vzruch nazývaný akční napětí. Vznik akčního napětí je způsobeno dostatečnou depolarizací membrány buňky. Klidové membránové napětí neuronu je obvykle okolo -70 mV, kdy uvnitř neuronu je záporný potenciál. Lokálním snížením tohoto napětí mezi vnitřním prostředím buňky a vnějším prostředím způsobí fyziologické děje, které zapříčiní změnu polarity membránového napětí až na 40 mV, které se nazývá akční napětí. Toto napětí se šíří na membráně od místa vzniku. [32]

Typický neuron se skládá z těla (soma) a výběžků dvou druhů, pomocí kterých je umožněn dostatečně rychlý a precizní přenos elektrických impulsů ostatním buňkám: dendritů a již zmíněných axonů. Dendritů může vycházet ze somy až několik tisíc, každý dendrit přináší signál od jiného neuronu. Axon je nejdelší výběžek, většinou jen jeden, a přenáší výstupní signál neuronu směrem k různým částem nervové soustavy.

Délka axonu je v rozsahu od 1 mm až přes 1 m. Dendrity jsou zřídka delší než 2 mm. [7]

Jednotlivé neurony jsou propojeny do složité prostorové sítě. Přenos informace mezi nimi nastává v synapsích. Synapse jsou spojení konce axonu s dalším neuronem. Základním typem je synapse chemická, u které je přenos signálu zprostředkován difuzním přesunem molekul neurotransmiteru z presynaptického neuronu navázáním na odpovídající receptor postsynaptického neuronu. Tento chemický signál je opět převeden na elektrický. Dále je prováděna sumace těchto lokálních synaptických potenciálů. Amplituda sumačního signálu je dána celkovým množstvím a jejich opakováním v čase. Nevyskytují-li se signály dostatečně často, amplituda sumačního signálu postupně klesá. Pro vznik akčního napětí neuronu musí být amplituda sumačního signálu dostatečně velká. Ne všechny neurony však přispívají k excitaci postsynaptického neuronu. Kromě excitačních signálů zvyšující sumační signál existují i signály inhibiční, které sumační signál snižují. [7] [14]

2.1.2 Mozková kůra

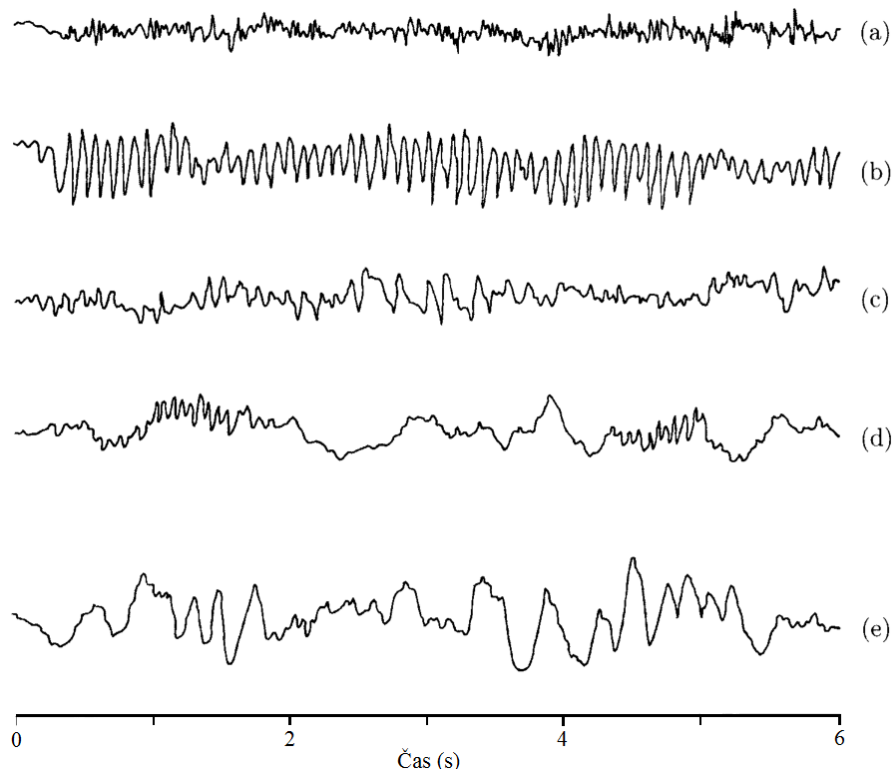
Jednou z nejdůležitější částí CNS je mozková kůra (kortex). Jednotlivé regiony kůry jsou zodpovědné pro správné fungování funkcí jako např. hmat, učení, pohyb, řeč nebo vidění. Je to nejzevnější část koncového mozku dosahující šířky 2 až 3 mm. Členitá stavba kůry je vícenásobně přehnuta za účelem co největšího funkčního povrchu dosahujícího až 2,5 m². Skládá se z levé a pravé části zvané hemisféry oddělených centrální rýhou.

Elektrická aktivita mozkové kůry je většinou nazývána jako rytmy, protože měřené signály se vyznačují svým repetitivním oscilujícím chováním. Společná aktivita neuronů mozkové kůry je natolik silná, že vytvořené elektrické pole lze efektivně měřit i na povrchu hlavy. Elektrické pole je primárně vytvářeno proudy, které tečou při synaptické excitaci dendritů excitačními postsynaptickými potenciály. [29]

Různorodost EEG rytmů je obrovská a závisí mimo jiné na mentálním stavu měřeného subjektu jako je bdělost, fáze spánku apod. Na obrázku 2.1 je ukázka různých EEG rytmů pozorovaných při různých stavech. Rytmy jsou obecně charakterizovány jejich relativní amplitudou a rozsahem frekvencí.

Amplituda je závislá na míře synchronizace, se kterou neurony kortexu interagují. Synchronní excitace skupin neuronů produkuje na skalpu signál o vysoké amplitudě, jelikož se signály z jednotlivých neuronů vzájemnou součinností sumují v závislosti na čase. Opakování těchto synchronních excitací produkuje rytmický EEG signál složený s vysoko-amplitudových vln vyskytujících se s určitou opaku-
jící se mírou. Asynchronní excitace na druhou stranu má za následek nepravidelně vypadající EEG s nízkou amplitudou signálu. Vzhledem k různé časové distribuci

aktivace může stejný počet neuronů obou typů excitace vyvolat signály s různou amplitudou. Frekvence nebo také míra oscilace EEG rytmu je převážně dána neurony mozku, které jsou schopny udávat tempo. Vysokofrekvenční rytmy s nízkou amplitudou jsou spojeny s bdělostí, zatímco nízkofrekvenční rytmy s vysokou amplitudou s ospalostí, či fází spánku, kdy se nezdaří sny. [2]



Obr. 2.1: Elektroencefalografické rytmy pozorované během různých stavů bdělosti: (a) nadšený, (b) v klidu, (c) ospalý, (d) lehký spánek a (e) hluboký spánek, (převzato z [20])

2.1.3 EEG rytmy a vlny

Signály naměřené na skalpu mají obecně amplitudy v rozmezí od jednotek mikrovoltů až do zhruba $100 \mu\text{V}$ a frekvence pohybující se od 0,5 do 30 až 40 Hz. EEG rytmy se obecně dělí do pěti různých specifických frekvenčních pásem na základě odlišných behaviorálních stavů. Interpretace těchto pásem závisí na věku, stavu vědomí, medikaci a podmínkách za jakých bylo měření prováděno. Neustále se vyvíjejí modernější metody objevující nové signály, kterými se popisuje daná činnost nebo stav subjektu. [28] [29]

Delta rytmus, < 4 Hz má velkou amplitudu až $200 \mu\text{V}$ a je typicky přítomen při hlubokém spánku. U bdělého dospělého s delta rytmem je výskyt patologický a svědčí o poškození mozku. U kojenců je v bdělém stavu běžná. [39]

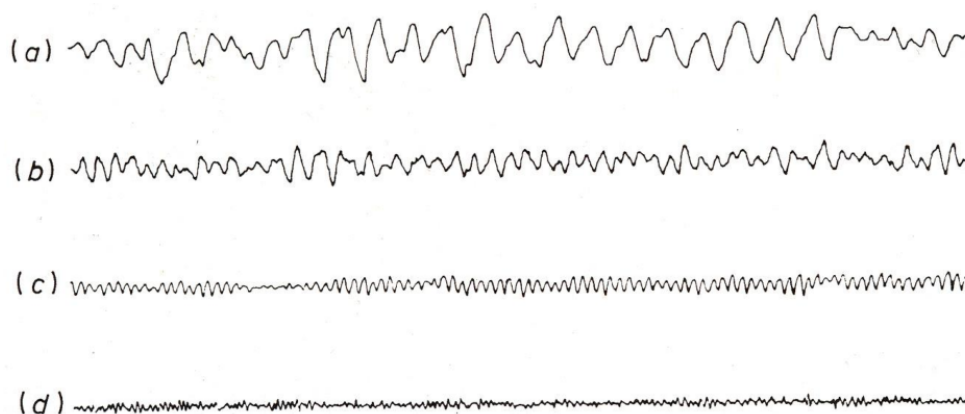
Theta rytmus, $4 - 7$ Hz se vyskytuje při ospalosti, usínání, meditaci a některých fázích spánku. Má amplitudu do $150 \mu\text{V}$. Patologický je stav, kdy je amplituda alespoň dvakrát vyšší než alfa rytmus. Pojí se s fantazií, živými vzpomínkami, obraznou představivostí. U malých dětí se vykytuje pravidelně. [39]

Alfa rytmus, $8 - 13$ Hz je dobře patrný u zdravých subjektů, kteří jsou v klidu, bdělí a mají zavřené oči. Při usínání, mentální činnosti, emoční tenzi či ospalosti mizí. Amplituda alfa rytmu je nejvyšší na zadní části hlavy, kde dosahuje až $50 \mu\text{V}$. U osob slepých už od narození není alfa aktivita vytvořena. [39]

Beta rytmus, $14 - 30$ Hz, jedná se o rychlý rytmus s nízkou amplitudou pod $30 \mu\text{V}$, spojen s aktivním kortexem a duševní činností či koncentrací. Obecně je utlumen při pohybu či dotykem. Nejvíce je zřetelný nad frontálními laloky v přední části skalpu a temeni hlavy. [39]

Gama rytmus, > 30 Hz souvisí se stavem aktivního zpracování informace kortexem za účelem kognitivní nebo motorické funkce. Mají amplitudu od 3 do $5 \mu\text{V}$. [39]

Přechodové vlny jsou charakteristické hroty a ostré vlny vyčnívající v EEG s nepravidelností a nepředvídatelností. Jejich přítomnost indikuje nesprávné chování neuronů a je často přítomné u pacientů trpících epilepsií a dalšími mozkovými chorobami. Některé artefakty vyskytující se v normálním EEG mohou být občas zaměněny s těmito patologickými jevy, nejčastěji se signálem srdce. [29]



Obr. 2.2: Základní rytmy: (a) delta, (b) theta, (c) alfa, (d) beta, (převzato z [24])

Individuální alfa frekvence (IAF)

Alfa frekvence do značné míry závisí na věku, neurologických onemocněních, výkonu paměti, velikosti mozku a i na náročnosti úkolu. Z těchto důvodů je ostré oddělení jednotlivých rytmů zejména mezi pásmy alfa a theta zavádějící a pásma by se tak měly posuzovat pomocí vrcholu výkonového spektra tzv. individuální alfa frekvence. Tento vrchol je velice variabilní, může se pohybovat od 7 Hz u starších lidí až po 13 Hz. Obecně platí čím vyšší frekvence IAF tím lepší paměť. IAF rovněž rozděluje alfa pásmo na nižší a vyšší. Jako theta pásmo by mělo být označováno pásmo 4 Hz pod IAF. [22]

2.2 Charakteristika rušení

Jeden z klíčových aspektů zpracování signálu je získání znalostí o šumu a artefaktech vyskytujících se v signálu za účelem co největšího potlačení jejich vlivu. Jedná se o signály nepocházející z mozkové činnosti. Zpracování šumu je tak jednou z nejdůležitějších disciplín analýzy pomocí výpočetní techniky biologických signálů. Rušení v EEG může být jednak identifikováno jednoduchými algoritmy, zatímco jiné mohou kopírovat mozkovou aktivitu do takové míry, že jejich rozpoznání je velice obtížné a i to je jedním z důvodů proč se stále vyšetřuje klinicky. [29]

Vhodné je rozlišovat původ šumu na technický a z pacienta. Vlivu technických lze obecně zabránit např. snížením impedance elektrod a zkrácením jejich vedení, měření v odstíněné místnosti apod. Artefakty a rušení biologickým původem jsou fyziologickým či patologickým důsledkem činnosti organismu a jejich vlivu se zabránit nedá. Většina algoritmů je tedy určena pro redukci rušení z pacienta. Je potřeba podotknout, že v signálu se samozřejmě mohou objevit různé typy artefaktů ve stejný okamžik. Specifické typy artefaktů jsou častěji pozorovány během různých aktivit, např. během spánku. [29]

2.2.1 Artefakty a rušení biologického původu

Pohyby očí a mrkání

Pohyby očí produkují elektrickou aktivitu zachytitelnou elektrookulografií (EOG). Má vzhledem k poloze dostatečnou velikost na to, aby bylo nejvýraznějším rušením viditelným v EEG. EOG kopíruje rozdíl potenciálů mezi rohovkou a sítnicí, naměřené napětí je skoro odpovídající úhlu pohledu a jeho velikost primárně závisí na blízkosti elektrody k oku a na směru, ve kterém se oko pohybuje. EOG artefakt může být zaměněn s pomalou EEG aktivitou tj. theta a delta aktivity. Pohyby očí nejsou přítomny nejen u bdění, ale i při specifické fázi spánku. Další častý artefakt

je způsoben mrkáním. Většinou produkuje více prudké změny v signálu, než pohyb očního bulbu a tak tento artefakt obsahuje více vysokofrekvenčních složek. [29]

Z hlediska zpracování artefaktů je žádoucí získat k EEG také čistý EOG signál, který se dá získat pomocí dvou referenčních elektrod umístěných poblíž oka. Dostupnost těchto referenčních signálů je cenná, jelikož jsou korelovány s EOG a EEG a dají se tak využít k výraznému omezení rušení. [29]

Činnost svalů

Další známé artefakty produkuje elektrická aktivita stahujících se svalů. Signál se dá získat pomocí elektromyografie (EMG). Artefakt je často nalézán, když subjekt např. polyká, dělá grimasy, mračí se, kouše, mluví apod. Tvar EMG signálu přímo závisí na míře svalové kontrakce od série nízko-amplitudových špiček až po signál, který připomíná šum. Spektrální vlastnosti EMG signálu jsou z hlediska filtrace hůře odstranitelné, protože se pásmo překrývá s beta aktivitou. Zároveň je také nemožné získat čistý EMG signál, který by byl užitečný při anulování takovým způsobem jako u EOG. [29]

Další biologické artefakty a rušení

I když je amplituda elektrické srdeční aktivity (EKG) na skalpu relativně nízká ve srovnání s EEG (1 až 2 μV), může do větší míry rušit EEG na některých místech hlavy. Špičky aktivity srdce mohou být špatně odhadnuty jako patologická aktivita mozku. Mezi další popsané artefakty patří pulsové zapříčiněné pulsací tepen, galvanické kožní vzniklé pocením. Pulsové artefakty se vyskytují pouze v blízkosti tepny a jsou způsobené její pulzací. [29] [39]

2.2.2 Artefakty z elektrod a šum elektroniky

Zdrojem artefaktů mohou být poškozené elektrody či jinak špatný technický stav zařízení. Pohyb elektrod na rozhraní s kůží vyvolává artefakt zvaný popping elektrod. Je způsoben změnou impedance rozhraní. Projevují se kolísáním signálu (změna izolace) s postupným návratem k původní hodnotě. Interferenční artefakty vznikají činností napájecí sítě, mobilní sítě, zářivek a podobných zdrojů. Takto vzniklé elektromagnetické pole se indukuje na vodičích elektrod a tak kontaminuje EEG, proto je žádoucí je mít co nejvíce odstíněné nebo zdroje nežádoucích signálů omezit. Artefakty mohou rovněž vzniknout díky nedokonalostem zesilovačů a převodem analogového signálu na digitální AD převodníky. [29]

3 ZÁZNAM A VYHODNOCOVÁNÍ ÚNAVY

Pro měření EEG je potřeba systému složeného z elektrod a vodivého média pro vhodný dotyk elektrod, dále pak z elektroniky zajišťující předzpracování signálů a to zejména zesilovačů, analogově-digitálních převodníků a nakonec zařízení pro úschovu a zpracování naměřených dat. Minimální konfigurace je možná s jednou aktivní elektrodou, referenční elektrodou pro získání rozdílu potenciálu a třetí elektrodou zemnicí pro získání diferenčního napětí k potlačení společného signálu na aktivní a referenční elektrodách (common mode rejection – CMR). Více-kanálové EEG se standardně skládá od 19 až po 256 aktivních elektrod. [35]

3.1 Elektrody

Elektrody pro měření EEG a jejich vlastnosti jsou kritické pro kvalitu a správný zisk dat. Pro dobrý kontakt elektrody na skalpu se používá několik metod fixace. Před aplikováním elektrod je doporučeno pokožku očistit od mastnot a pokud možno i odstranit zrohovatělé vrstvy kůže za účelem co největšího snížení přechodového odporu. Existuje mnoho typů skalpových elektrod, často s různými charakteristikami. Nejčastěji jsou používány argentchloridové elektrody (Ag-AgCl). [35]

Mezi základní vlastnosti elektrod související společně s materiálem, ze kterého jsou vyrobeny, je elektrodová impedance. Impedance je fyzikální veličina, jejíž hodnota představuje míru složitosti průchodu elektrického proudu. Je dána odporem R , induktivní reaktancí X_L a kapacitní reaktancí X_C dle vztahu 3.1. Vysoká impedance může vést k distorzi signálů.

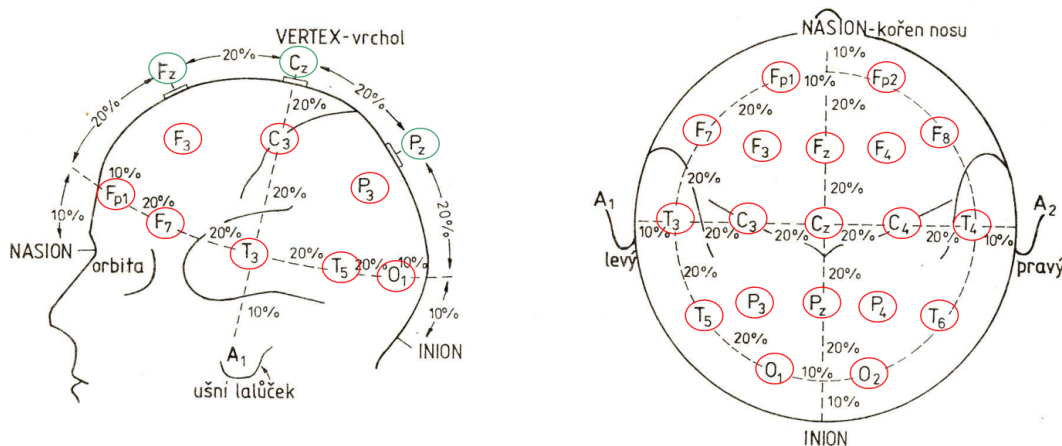
$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} \quad (3.1)$$

Pro zisk srovnatelné kvality signálu je potřeba, aby všechny elektrody měly impedanci co nejmenší a s co nejmenšími rozdíly, proto je vhodné před a po každém měření impedanci elektrod změřit a aparaturu upravit. [35]

3.2 Umístění elektrod

Klinické EEG je obvykle zaznamenáváno standardizovaným mezinárodním tzv. 10-20 systémem pro umístění elektrod na skalpu. Při tomto zapojení je potřeba 21 elektrod umístěných na povrchu skalpu na definovaných bodech. Hlava je rovnoměrně rozdělena na části tak, aby bylo schopno zaznamenat všechny regiony mozku. Čísla 10 a 20 v procentech představují relativní vzdálenosti mezi elektrodami, viz obrázek 3.1. Elektrody jsou značeny prvními písmeny podle jejich umístění: frontální, centrální, temporální (spánkové), parietální (temenní), okcipitální (týlní) a

aurikulární (ušní). Písmena jsou dále označena lichými čísly pro levou hemisféru a sudými pro pravou hemisféru vzestupně směrem od střední linie, označení “z” pro elektrody umístěné na střední linii. [35]

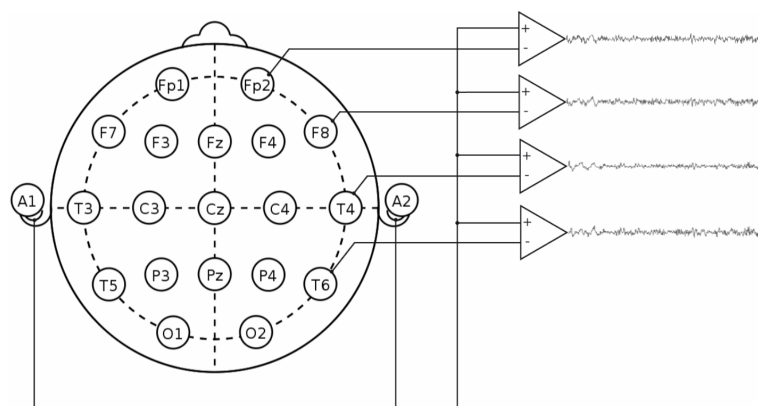


Obr. 3.1: Mezinárodní 10-20 systém pro klinické měření EEG, (převzato z [24])

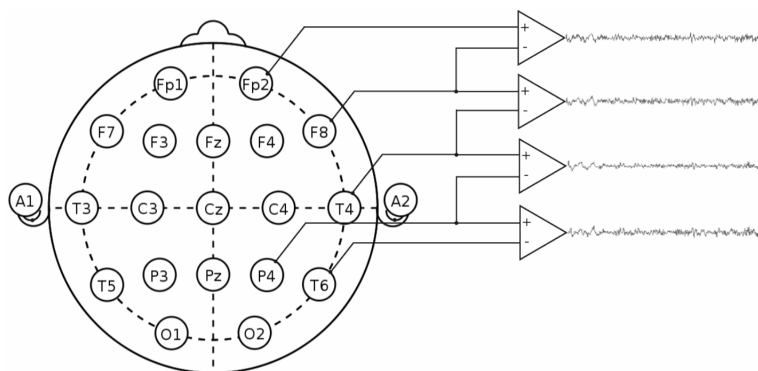
V literatuře je zmíněno několik míst pro umístění referenčních elektrod. Referenční body mohou být temeno hlavy (Cz), spojené uši (A1 a A2), spojené bradavkovité výběžky lebky (processus mastoideus), C7 bod, špička nosu a další. Spojením referenčních elektrod z ušních lalůček nebo mastoideů se omezí umělé zesílení signálu z jedné z hemisfér. Nicméně neshodností impedancí těchto elektrod se může zamezit efektivní referenci na střední linii. Nejčastěji se používá zapojení referencí na spojených ušních lalůčkách a temeni. Jako bod pro umístění elektrody značící zem se pokud možno používá čelo nebo ucho, ale není výjimkou použít zápěstí nebo nohu. [35]

3.3 Režimy snímání

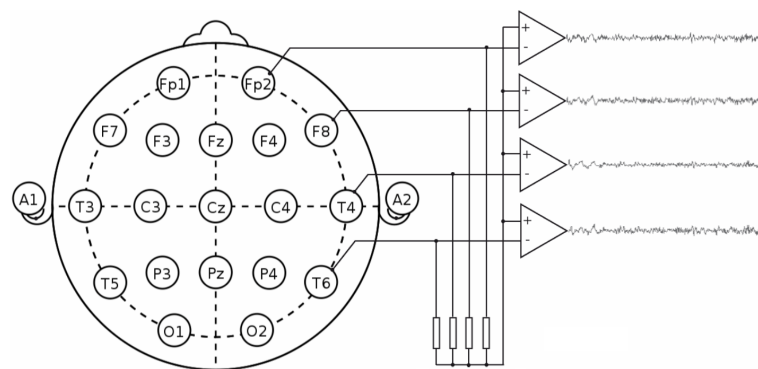
Mezi základní zapojení elektrod k diferenčním zesilovačům patří unipolární, bipolární a zprůměrované režimy. Jejich zapojení jsou na obrázcích 3.2, 3.3 a 3.4. Při unipolárním zapojení je výsledný signál rozdílem aktivní a referenční elektrody. Při bipolárním zapojení se referenční elektroda nevyužívá, místo toho je výstupní signál rozdílem dvou aktivních elektrod. Pomocí zprůměrovaného režimu je výstupem rozdíl mezi aktivní elektrodou a průměrem signálu ze všech elektrod. [24]



Obr. 3.2: Unipolární režim snímání, (částečně převzato z [1])



Obr. 3.3: Bipolární režim snímání, (částečně převzato z [1])



Obr. 3.4: Zprůměrovaný režim snímání, (částečně převzato z [1])

3.4 Zesilovače a předzpracování

Získané signály musí být zesíleny z řádů mikrovoltů pro kompatibilitu se zařízeními jako jsou např. displeje, nahrávací zařízení a AD převodníky. Pro následnou korektní interpretaci je zapotřebí co nejvíce potlačit nežádoucí rušení a artefakty.

3.4.1 Nároky na zesilovač

Zesilovače musí splňovat několik specifických kritérií. Mezi základní patří:

- monitorovaný biologický proces nesmí být ovlivněn zesilovačem,
- měl by co nejlépe potlačovat interferenční signály,
- neměl by signál nijak znehodnocovat,
- zesilovač by měl ochraňovat pacienta před nebezpečným elektrickým proudem,
- zesilovač by měl být navržen tak, aby ochránil sám sebe před nebezpečným vstupním napětím např. při aplikaci defibrilátoru nebo elektro-chirurgickým vybavením. [35]

Vstupní signál do zesilovače se skládá z následujících pěti komponent: Žádoucí biologický signál, nežádoucí biosignál, interferenční signál z napájení frekvence 50 resp. 60 Hz a jejich harmonických, interferenční signál generovaný na rozhraní pokožka/elektroda a šum. Dobře navržený zesilovač potlačuje velkou část interferenčních signálů. Pro optimální následné zpracování signálu je potřeba, aby zesiloval 100 až 100.000 krát (větší zesílení neznamena nejlepší, dále záleží na parametrech AD převodníku, úrovně šumu) a potřebuje si zachovat co nejlepší poměr signál-šum (Signal to noise ratio – SNR). Zesilovač musí mít vysoký diskriminační činitel (Common mode rejection ratio – CMRR) alespoň 100 dB pro užitečné frekvence a vysokou vstupní impedanci alespoň 100 M Ω z důvodu co největšího omezení šumu. CMRR je poměr zesílení v diferenciálním módu zesilovače (výstupem je zesílený rozdíl napětí mezi aktivní a referenční elektrodou – signál, který je žádoucí) proti zesílení v normálním módu (rozdíl mezi stejným signálem). [35]

Speciální elektricky odstíněné místnosti značně redukují elektrické pozadí, zvláště rušení síťové 50/60 Hz. Pro obyčejné klinické vyšetření tyto místnosti nejsou nutností. Pro vědecké bádání, kde je žádoucí každá nová informace se tyto místnosti používají. Zdroje zesilovačů jsou baterie a signál je přenášen optickými kabely do PC mimo stíněný prostor. Z tohoto důvodu jsou zapotřebí převodníky optického signálu na elektrická a naopak. Potlačení síťového rušení jsou dále potlačeny s užitím dolních propustí s mezní frekvencí pod 50/60 Hz nebo pásmové zádrže pro zachování i vyšších frekvencí, ale nevýhodou je posun fází signálu. [35]

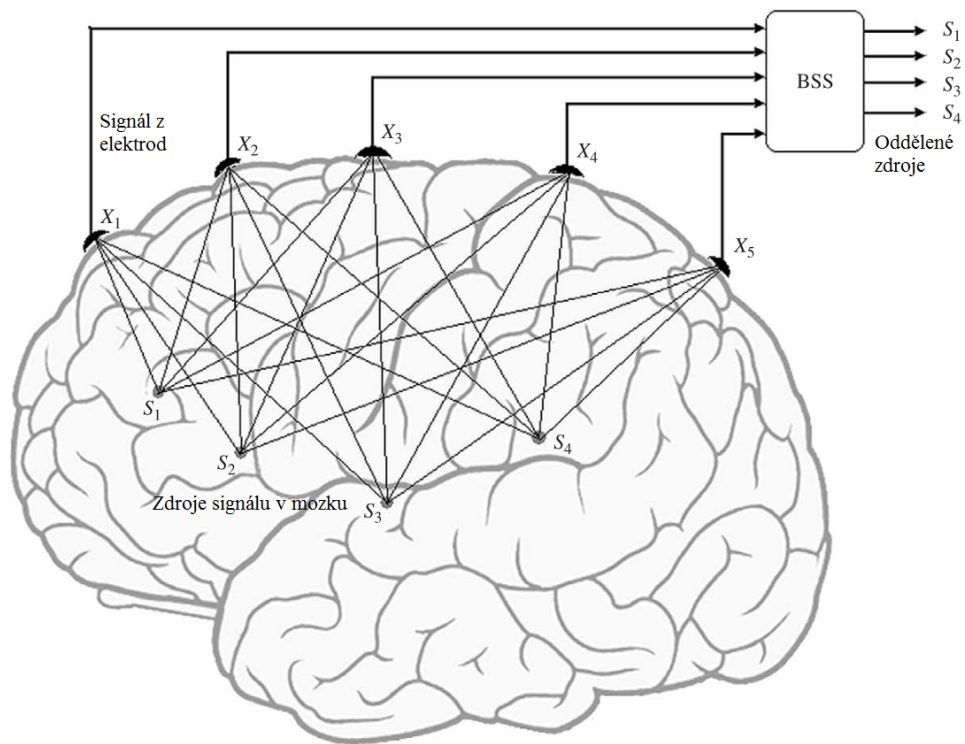
3.4.2 AD převodník

Jsou-li použité počítače jako záznamové zařízení, kanály analogového signálu jsou vzorkovány s fixním časovým intervalem (vzorkovací frekvence) a každý vzorek je kvantován na digitální reprezentaci AD převodníkem a uložen na paměť počítače k dalšímu zpracování. Rozlišení převodníku udává nejnižší možný zaznamenanatelný rozdíl v úrovních signálu. Doporučená maximální hodnota je $0,5 \mu\text{V}$. AD převodníky jsou běžně minimálně 8 bitové, většinou 12 bitové, takže dokáží rozlišit 2^{12} (4.096) hodnot úrovní. Vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát větší, než maximální hodnota frekvence vyskytující se v signálu, která je předmětem zájmu, nejčastěji od 100 do 256 Hz. [35]

3.4.3 Předzpracování signálu

Filtr typu horní propust je potřeba pro omezení nízkofrekvenčních biosignálů, zejména driftu zapříčiněného dýcháním. Mezní frekvence obvykle leží v intervalu 0,1-0,7 Hz. Pro zajištění shora omezeného pásma slouží filtr typu dolní propust s mezní frekvencí nejvyšší frekvence zájmu (od 40 Hz až po méně, než polovinu vzorkovací frekvence). Tento filtr zamezí tzv. aliasingu. Aliasing je nežádoucí jev, který způsobuje zkreslení signálu vzorkováním. Jakmile jsou data uložena, může být zahájena digitální filtrace. Je možné si vybrat z lineárních digitálních filtrů (FIR, IIR) nebo nelineárních filtračních metod. Výběr by měl odpovídat účelu zkoumání. Filtry s konečnou impulzní charakteristikou (FIR) se používají, když se chce zamezit posunu fází signálu. Filtry by měly být navrženy tak, aby užitečný signál ovlivňoval co nejméně. [19] [35]

Kromě adaptivních metod filtrace založené na Wienerově metodě se stále častěji uplatňuje předzpracování signálu pomocí analýzy hlavních (PCA) a nezávislých komponent (ICA). Pomocí tohoto modelu je na signály EEG snímané z mnoha různých míst na skalpu pohlížet jako na směs nepřebírného množství nezávisle generovaných komponent mozkové aktivity i mimo něj viz obrázek 3.5. Úloha hledání těchto zdrojů signálu je označována jako slepá separace zdrojů (BSS). Tyto originální komponenty jsou možné odhalit pomocí ICA. Předpokladem ale je, že nedochází k žádnému zpoždění během šíření signálů v prostoru a také, že transformace zdrojového signálu k jednotlivým místům snímání je lineární. Lze tak s dostatečnou efektivitou odstraňovat všechny typy rušení vynulováním příslušné váhy daného zdroje, který generuje nežádoucí signál. [16] [38] [40]



Obr. 3.5: Představa BSS: smíchání a slepá separace EEG signálů, (převzato z [26])

3.5 Zpracování signálu

Je-li signál statisticky stacionární, je rozumné ho charakterizovat buď v časové, nebo frekvenční, popř. časově-frekvenční oblasti. Signál EEG je obecně nestacionární, při aplikaci metod spektrální analýzy se obvykle doporučuje délka záznamu maximálně zhruba 1 až 2,5 vteřin, takového části signálu jsou považovány za stacionární. Další možností je test stacionarity signálu a výběr úseků, které se jeví stacionárně. Frekvenční reprezentace se dá dosáhnout lineárních transformací jako je například (diskrétní) Fourierova transformace (DFT), (diskrétní) kosinová transformace (DCT) nebo další semi-optimální transformace. Dochází při tom k překrytí spekter díky krátkým oknům v časové oblasti, na kterých se provádí příslušná transformace a fixních bazických funkcí. Pro optimální transformaci jako je např. Karhunen-Loéveova (KLT) je potřeba znát všechny statistické informace. Parametrický odhad spektra se dá získat na základě AR (autoregresivní) nebo ARMA (autoregresivní s váženým průměrováním) modelů. Přes všechny tyto nepříjemnosti je vyvíjen stále větší tlak na objevení metod, které nebudou mít v předpokladech pro aplikaci podmínku stacionarity vstupního signálu, mezi takové patří Hilbert-Huangova transformace (HHT). [15] [26]

3.5.1 Analýza v časové oblasti

Mentální únava se běžně nevyhodnocuje pomocí interpretace dat v časové oblasti. Byla však provedena studie zabývající se změnami Kolmogorovské komplexnosti signálu v časové oblasti pomocí analýzy Lempel-Ziv komplexnosti. Tento přístup se snaží popsat časovou náročnost komprese a stochastičnost signálu. Byla nalezena vysoká korelace mezi jednotlivými stavy mentální únavy během všedního dne studentstva a výsledným příznakem stochastičnosti systému generující EEG signál. Čím vyšší mentální únava tím stochastičtější signál. [44]

3.5.2 Frekvenční oblast

Spektrální analýza poskytuje informaci o frekvenčních složkách vyskytujících se v signálu. Pomalé změny vyjadřují složky s nízkou frekvencí a naopak složky s vysokou frekvencí představují rychlé změny v signálu. Při studování mentální únavy se běžně určuje odhad hustoty spektrálního výkonu signálu (PSD) v pásmech alfa a theta. Získá se tak informace o energii signálu v závislosti na frekvenci. Nejčastěji se tak dělá Welchovou metodou, která je založená na diskrétní Fourierově transformaci částí signálu metodou periodogramu. Signál $y(t)$ o počtu vzorku N , viz 3.2, je rozdělen na segmenty j o stejné délce a počtu S , částečně se překrývají. P je hodnota výkonu Hammingova okna o počtu vzorků M překrývajících segmenty. PSD se získá zprůměrováním periodogramů těchto částí signálu, viz 3.3. Poskytuje neparametrický odhad PSD, kdy redukuje šum za cenu nižšího frekvenčního rozlišení. [5] [22] [11] [37]

$$\widehat{PSD}(\omega) = \frac{1}{MP} \left| \sum_{t=1}^N (v(t)y_j(t)e^{-i\omega t}) \right|^2, P = \frac{1}{M} \sum_{t=1}^N (|v(t)|^2) \quad (3.2)$$

$$\widehat{PSD}(\omega) = \frac{1}{S} \sum_{j=1}^S (\widehat{PSD}(\omega)) \quad (3.3)$$

3.5.3 Časově-frekvenční oblast

Časově-frekvenční analýzou se dá zjistit, jak se mění PSD v čase, což představuje největší míru vytěžených informací ve srovnání s předešlými oblastmi. Výstupem je signál závislý na frekvenci a čase, nazývaný spektrogram. Běžnou metodou je short time Fourier transform (STFT), kdy se provádí DFT na pohybující se stejně dlouhé segmenty signálu v čase. Časové rozlišení je nepřímo úměrné délce segmentu, zatímco frekvenční rozlišení je přímo úměrné délce segmentu. Toto napравuje diskrétní vlnková transformace (DWT), resp. její časově-frekvenční modifikace ve formě

kontinuální vlnkové transformace (CWT), při které se délka segmentu mění v závislosti na frekvenci signálu. Na obě tyto metody navazuje S-transformace (ST, často nazývaná také Stockwell transformace podle jména jednoho z jejích prvních uživatelů), která si ponechává výhody obou. Díky této kombinaci byla úspěšně využívána pro zpracování různých biosignálů, seismických dat, gravitačních vln, restauraci či kompresi obrazu a dalších. [12] [36] [42] [45] [46]

S-transformace

K ST se dá dospět různými matematickými cestami. Jako nejvíce schůdnou pro nastínění se jeví fázovou korekcí CWT. CWT $W(\tau, d)$ s vstupní funkcí $h(t)$ je definována jako:

$$W(\tau, d) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)w(t - \tau, d)dt, \quad (3.4)$$

kde $w(t, d)$ je replika fundamentální mateřské vlnky (bázové funkce) splňující předpoklad nulového průměru. Dilatace d určuje “šířku” vlnky $w(t, d)$ v čase, což určuje výsledné rozlišení.

ST s vstupní funkcí $h(t)$ je definována jako CWT vynásobena fázovým faktorem

$$S(\tau, f) = e^{i2\pi f\tau}W(\tau, d), \quad (3.5)$$

kde mateřská vlnka je dána jako

$$w(t, f) = \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{\frac{t^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi ft}. \quad (3.6)$$

Dilatace d je inverzní k frekvenci f . Vlnka v rovnici 3.6 nesplňuje kritérium nulového průměru pro vstupující vlnku, 3.5 tím pádem není striktně podmnožinou CWT. [31]

Náročnost výpočtu si vyžádala, podobně jako u Fourierovy transformace a dalších, efektivnější diskrétní implementaci ve formě diskrétní ortonormální S-transformace (DOST) a rychlé S-transformace (FST), které ji dramaticky zefektivňují. Asymptotická náročnost je dle Landau velké O notace zredukována u FST z $O(n^2)$ na $O(n \log n)$, kde n je počet vstupních hodnot. To znamená, že při $n = 100$ je výpočet 50krát rychlejší, pokud platí $n = 10000$ je výpočet až 2500krát rychlejší. [4] [30]

Pro obecnou skupinu Fourierovských časově-frekvenčních transformací platí:

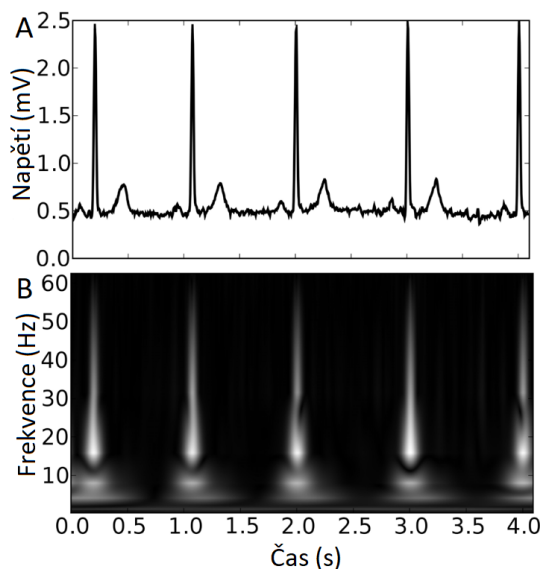
$$S(\tau, \nu) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)w(t - \tau, \varsigma)e^{-i2\pi t\nu} dt \quad (3.7)$$

kde $f(t)$ je signál v čase t určený pro transformaci, $w(t - \tau, \varsigma)$ je funkce okna centrovaná na τ s šířkou inverzně proporcionální k ς a $S(\tau, \nu)$ je výsledné spektrum, kde ν je frekvence. V obecné ST je $\varsigma = \nu$, v STFT je ς konstanta. Sada funkcí oken

musí zaručovat rovnoměrné váhování signálu, tj. $\int_{-\infty}^{\infty} w(t-\tau, \nu) d\tau = 1$. Pro diskrétní formu platí:

$$S\left(jT, \frac{n}{NT}\right) = \sum_{k=0}^{N-1} h(kT) w(kT, \varsigma) e^{\frac{-i2\pi kn}{N}} \quad (3.8)$$

kde $h(kT)$, $k = [0, 1, \dots, N-1]$ je diskrétní řada s intervalem mezi vzorky T . [4]



Obr. 3.6: Vstupní (A) a výstupní (B) signál po aplikované rychlé S-transformaci, (převzato z [4])

Hilbert-Huangova transformace

Hilbert-Huangova transformace (HHT) vznikla za účelem popsat data vzniklá nestacionárním a nelineárním procesem, tj. naprostá většina přírodně vytvořených signálů. V těchto případech, i kdyby měla být předem definována báze funkce připravena tou nejsofistikovanější metodou, nemůže mít optimální spolehlivost. Adaptivní techniky pro generování bazových funkcí jsou zřejmě závislé na vstupním signálu. To je postup zcela v rozporu se zavedenými matematickými vzory časově-spektrální analýzy založené na konvoluci. Metoda je rigorózně otestována a její výsledky byly důkladně prověřeny, i přes to je zatím definována zcela empiricky. [15]

Skládá se ze dvou částí a to empirického rozkladu signálu (EMD) a Hilbertovy transformace. EMD je založená na jednoduché domněnce, že každý signál je složen z různých vlastních módech oscilace. Tyto jsou po aplikaci EMD reprezentovány tzv. funkcemi vlastního módu (IMF) splňující tyto požadavky:

1. Počet extrémů musí být roven nebo se lišit maximálně o jeden s počtem průchodů nulou.
2. Nulová průměrná hodnota obálky definované lokálním maximem a obálky definované lokálním minimem v každém bodě funkce.

IMF tak na rozdíl od harmonické funkce může mít v časové oblasti kolísající amplitudu a frekvenci. [15]

Rozklad se děje v několika krocích. Po nalezení všech lokálních maxim a minim vstupního signálu $x(t)$ se spojí kubickým splinem a vytvoří se tak horní a dolní obálka signálu. Poté se vygeneruje první komponenta h_1 :

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t), \quad (3.9)$$

kde $m(t)$ je průměr obálky maxim a obálky minim. Pokud h_1 nesplňuje kritéria pro IMF, proces k -krát se opakuje:

$$h_{1k}(t) = h_{1(k-1)}(t) - m_{1k}(t). \quad (3.10)$$

Nalezení jednotlivých IMF se tak děje adaptivně snižováním $m_{1k}(t)$ až na přijatelnou mez. Rigorózně se tak může dít např. metodou nejmenších čtverců:

$$SD_k = \frac{\sum_{t=0}^T |h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{\sum_{t=0}^T h_{k-1}^2} \quad (3.11)$$

Toto ukončovací kritérium nepočítá s první podmínkou pro IMF. Definuje se proto počítadlo, které udává počet předchozích h_{1k} splňujících tuto podmínku. Je-li počet roven uživatelem definovaným číslem S , pak se h_{1k} pokládá za IMF c_1 . Hodnota S se empiricky stanovila v rozmezí $\langle 4, 8 \rangle$. Od signálu x se subtrahuje a celý proces se opakuje na tomto reziduu r_1 :

$$r_1(t) = x(t) - c_1(t), \quad (3.12)$$

$$r_k(t) = r_{k-1}(t) - c_k(t), \quad (3.13)$$

dokud není funkce $r_n(t)$ monotónní nebo dokud hodnoty $r_n(t)$ či $c_n(t)$ nejsou dostatečně malé přes všechna t . [15] [41]

Po nalezení všech IMF se na ně aplikuje Hilbertova transformace, na kterou může být pohlíženo

$$H_k(t) = c_k(t) * \frac{1}{\pi t}, \quad (3.14)$$

Originální vstupní signál $x(t)$ se tak může vyjádřit jako

$$x(t) = \mathbb{R} \left\{ \sum_{j=1}^n a_j(t) \exp \left[i \int \omega_j(t) dt \right] \right\}, \quad (3.15)$$

kde na rozdíl od Fourierovské reprezentace jsou amplituda a frekvence závislé na čase t . Tento zásadní rozdíl umožňuje analyzovat i nelineární a nestacionární data. [15] [41]

3.6 Vliv mentální únavy na signál

PSD theta pásma ve frontální části mozku se s narůstající únavou zvyšuje. To je spojeno s postupně vzrůstajícími nároky na kognitivní zpracování a souhru pracovní paměti s dlouhodobou pamětí. Jiný model pracuje s hypotézou, že výkonná frontální síť omezí svojí činnost a tak zvýšená PSD reprezentuje zvýšenou synchronizaci díky vyčkávacímu režimu. [26] [37]

Snížení PSD nižších alfa frekvencí po celém skalpu je spojeno s vyššími nároky na pozornost a soustředění. Snížení PSD vyšších alfa frekvencí v parietální části je spojeno s vyššími nároky na zpracování senzoricko-sémantické informace. To se nejvíce promítá, když si subjekt musí vizuálně něco zapamatovat. Čím méně se subjekt soustředí na plnění úkolu, tím větší je PSD alfa pásma, takže se vzrůstající únavou se PSD alfa pásma zvyšuje, zejména pak v parietální oblasti. Tyto výsledky však nejsou jednotné napříč studiemi a značně se liší v závislosti na vykonávaném úkolu. Hodnotit tak tyto změny ve smyslu příčiny a důsledku je zatím předčasné. Situaci rovněž neulehčuje množství nejkvětnatějších úkolů místo toho, aby se normovaly a byly vykonané několika nezávislými vědeckými skupinami. [10] [22] [27] [37]

3.7 Extrakce příznaků

Nejběžněji se extrahuje parametr o velikosti IAF vrcholu v odhadech PSD v různých částech signálu nebo spektrogramu a dále celkové integrály přes individuální pásma theta a alfa v odhadech PSD či spektrogramech. Změna těchto parametrů se hodnotí absolutně nebo relativně k celému integrálu odhadu PSD nebo spektrogramu. Často se provádí PCA za účelem redukce popisných elementů. Změny se mohou klasifikovat statistickými testy zejména analýzou rozptylu, entropie, modifikovanou metodou nejmenších čtverců nebo neuronovými sítěmi. [18] [21] [36] [37]

4 NÁVRH MĚŘENÍ A AKVIZICE DAT

Signály se snímají v odstíněné místnosti 256-kanálovým EEG přístrojem GES 410 MR od firmy Electrical Geodesics, Inc. vzorkovací frekvencí 1 kHz, zesílen vlastním nízko-šumovým zesilovačem Net Amps 410 viz příloha A a veden přes optický kabel do počítače Mac Pro. Před samotným měřením je dobrovolníkům odmaštěna pokožka roztokem chloridu sodného a dětského šamponu, který tak sloužil jako médium pro snížení přechodové impedance Ag/AgCl elektrod na hodnoty kolem 50 k Ω . Sledování impedance, volby úrovně zesílení, ukládání dat ve formátu metafile (*.mff) a vkládání časových značek je zajištěno softwarem Net Station. [8] [9]



Obr. 4.1: Jádru Geodesic EEG System 410 příslušenství: čepice 256 argentschloridových elektrod, Net Amp zesilovač, Mac Pro s Net Station SW, (převzato z [9])



Obr. 4.2: Sada obrázků použita v experimentu: žena, letadlo, pes, ruka, kočka.

Měření je rozděleno na první padesátiminutovou část, ve které je prováděn únavu navozující úkol a druhou, kde po dobu deseti minut fixuje zrak na zaznačený střed plátna. Po dobu pěti vteřin se ve středu plátna zobrazila zleva doprava sekvence tří náhodně vygenerovaných obrázků ze sady pěti dostupných, viz obrázek 4.2. V této části si měl subjekt sekvenci zapamatovat. Poté co pět vteřin mu byla zobrazována zleva doprava ze sady náhodně vygenerovaná sekvence dvanácti obrázků, viz obrázek 4.3. Subjekt měl stisknout horní tlačítko, pokud uznal, že v sekvenci se vyskytuje alespoň dvakrát ona první zapamatovaná sekvence dlouhá tři obrázky, pokud jednou potom stisknout prostřední nebo pokud ani jednou stisknout dolní tlačítko. Subjekt se může během nabízené sekvence opravit. Po 23 opakováních se zobrazí opět odlišná sekvence tří, kterou si má dobrovolník zapamatovat a celý proces se opakuje celkem 25krát. Sekvence pro zapamatování byla náhodně vygenerována před měřením a každý ze subjektů je má stejné. Experiment byl schválen místní etickou komisí a od všech dobrovolníků byl získán informovaný souhlas. Dobrovolníci jsou řádně poučeni o průběhu a náročnosti úlohy a požádáni o svalové uvolnění, netnutí zubů a co pokud možno rychlé a správné odpovědi.



Obr. 4.3: Částečné schéma průběhu experimentu

5 REALIZACE STANOVENÍ MENTÁLNÍ ÚNAVY

V této kapitole je chronologicky rozebrány kroky upravující signál skrz jednotlivé etapy v prostředí MATLAB 8.1.0.604 (R2013a) a 8.3.0.532 (R2014a). MATLAB ukládá zdrojové kódy v *m-filech*, souborech s příponou *.m* a proměnné je možno ukládat do souborů s příponou *.mat*.

Naměřená data byly úspěšně získány naměřením EEG deseti zdravých dobrovolníků přístrojem EGI GES 410 MR ve věku od 22 do 30 let. Vzhledem k tomu, že jeden záznam trvá 50 minut, je vzorkován z 256 kanálů tisíckrát za sekundu, tak objem uložených dat deseti subjektů je řádově v desítkách GiB. Tyto surová data jsou velice zanesena nežádoucími signály popisovány v sekci 2.2, zejména kolísáním izolinie a okulárními artefakty.

5.1 Předzpracování signálu

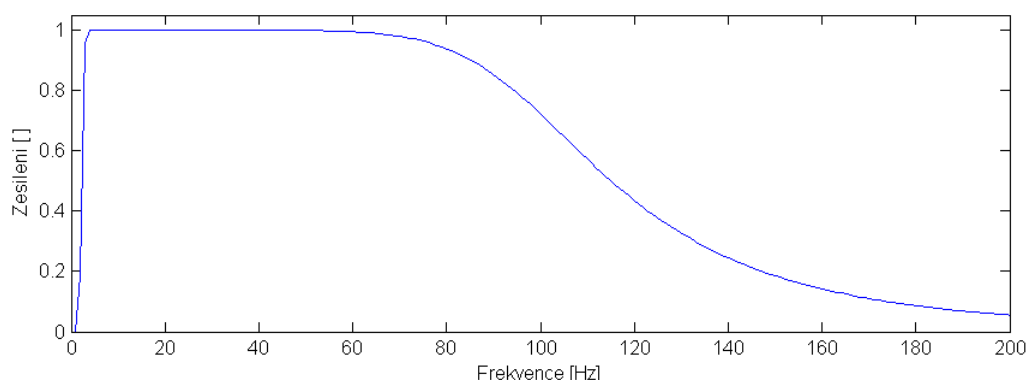
Jak již bylo zmíněno, pro správné vyhodnocení mentální únavy je klíčové mít dobře využitelný EEG signál, což s kolísající izolinií a biologickými artefakty není možné. Surová data jsou uložena ve formátu *mff*, který po rozbalení obsahuje signál v souboru s příponou *.dat* a informace o značkách a metadata v několika souborech **.xml*. Než bylo možné s daty jakkoliv pracovat, musely se vhodně načíst. K tomu posloužily funkce z balíčku *fileio-20140702-uprEGI* získanou od pracovníků CEITEC. Jedná se o modifikované verze kódu firmy FieldTrip. Pomocí funkcí *ft_read_header*, *ft_read_data* a *ft_read_event* se dají do prostředí MATLAB načíst všechny parametry naměřených dat a to hlavičku obsahující mimo jiné informace o vzorkovací frekvenci, počtu kanálů, počtu vzorků, jednotky napětí apod., dále pak data obsahující samotné naměřené hodnoty a značky, které určují, v jakých časových okamžicích docházelo k jednotlivým změnám během úlohy. Vzhledem k specifičnosti uložených značek je praktičtější použít funkci *xmlread*.



Obr. 5.1: Schéma předzpracování signálu

5.1.1 Potlačení nebiologických rušení

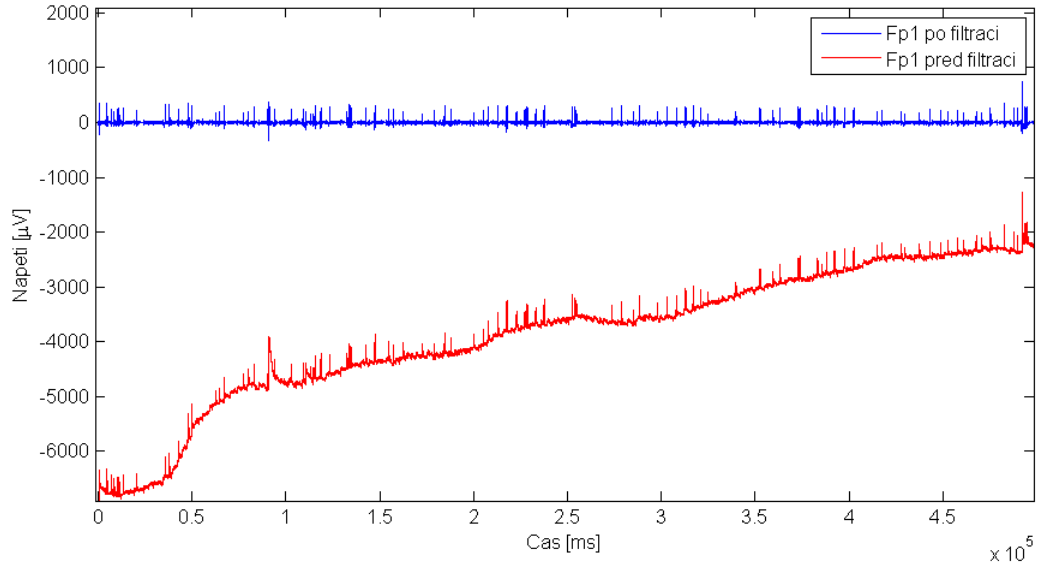
Po načtení dat do vývojového prostředí je možný převod na 10-20 systém pomocí mapy čepice viz příloha B. Jelikož takovýto signál vykazuje značnou odchylku od izolinie a drift způsobený měnící se přechodovým odporem je vhodné data filtrovat typem horní propust a potlačit tak stejnosměrnou složku a malé frekvence. Zároveň je vhodné potlačit frekvence nad 50 Hz, protože nepředstavují pro aplikaci užitečný signál. To by se dalo realizovat pomocí IIR filtru typu pásmová propust s frekvenční charakteristikou viz obrázek 5.2 podobnou analogovému Butterworthově filtru druhého řádu. Mezní frekvence nastavit na 0,75 Hz, což odpovídá hodnotě $1,5 \cdot 10^{-3}$ normalizované frekvence. Fázová distorze signálu se dá znemožnit dvojitým filtrováním a to ve dvou směrech, od začátku do konce signálu a od konce na začátek funkcí *filtfilt*. Je tak zřejmé, že tohoto postupu nebude možné docílit při aplikacích v reálném čase, jelikož je tato filtrace nekauzální. Na obrázku 5.3 je zobrazeno srovnání signálu před a po filtraci. [25]



Obr. 5.2: Amplitudová frekvenční charakteristika BP filtru

5.1.2 Potlačení biologických rušení

Po takovémto předzpracování mohou data vstoupit do fáze filtrování nežádoucích biologických rušení způsobené mrkáním a očními pohyby. To by mohlo být provedeno pomocí funkce *runica()* fastICA algoritmu implementovaného ve volně dostupném toolboxu EEGLAB pro MATLAB nebo provést adaptivní filtrování některou z regresních metod. Úspěšnost korekce u regresních metod je velice závislá na vstupních datech a nepřináší tak dobré výsledky jako ICA, které na druhou stranu potřebuje značné množství dat. Díky dostatečnému množství kanálů je tedy možné ICA použít. [13] [38]



Obr. 5.3: Naměřený kanál Fp1 po zero-phase filtraci IIR filtrem typu pásmová propust

Vyloučení vadných svodů

Pro zajištění maximální efektivity je potřeba data dále upravit. Zejména je to nalezení nevyhovujících kanálů např. extrémně zarušených nebo vadných. Nejčastěji se však jedná o nedostatečné dosednutí elektrody k pokožce hlavy kvůli její morfologii nebo nevhodnému poloměru čepice. Kontakt může být také přerušen vyschnutím média mezi elektrodou a pokožkou vzhledem k relativně dlouhé délce měření. V praxi se osvědčilo tyto kanály detekovat pomocí míry špičatosti (kurtosis) a jako práh pro jejich odstranění použít pětinašobek směrodatné odchylky průměrů špičatosti přes všechny elektrody n :

$$\gamma^2 = \frac{m_4}{m_2^2} - 3; m_k = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^k}{n}. [6] \quad (5.1)$$

Odstraněné kanály jsou po ICA znovu vytvořeny interpolováním sousedních kanálů.

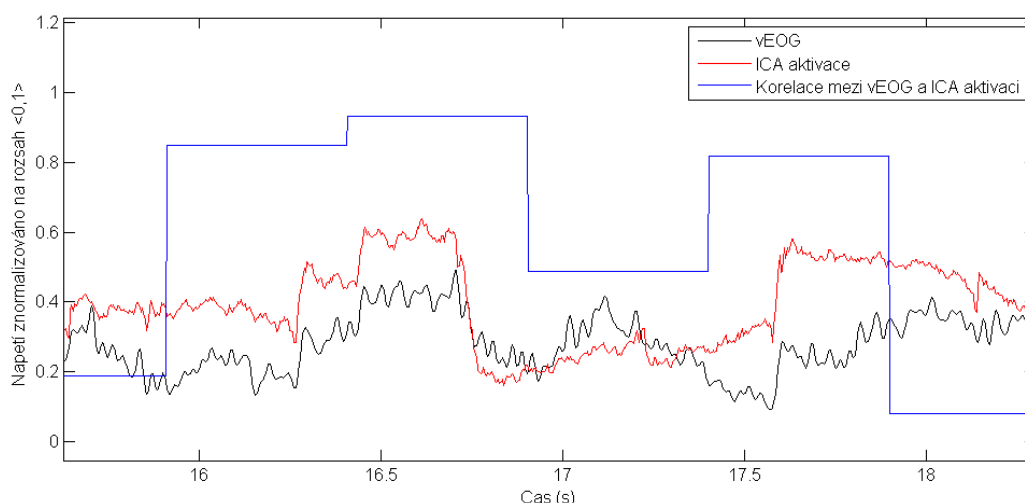
Automatické odstranění zarušených ICA komponent

V rámci měření jsou k dispozici i vertikální a horizontální EOG signály, které dokáží sloužit jako reference projevů jednotlivých nezávislých zdrojů (ICA aktivace). Za horizontální EOG se pokládají kanály 225 a 253, za vertikální EOG kanály 10 a 234, viz příloha B.1. ICA tak bude senzitivní na obě polarity signálu. Před samotným

odstraněním rušení bylo provedeno podvzorkování signálu na každý čtvrtý vzorek, což odpovídá vzorkovací frekvenci 250 Hz z důvodu další redukce nadbytečných dat.

EOG kanály se dále filtrují pásmovou propustí o mezních frekvencích 0,5 Hz a 10 Hz pro zvýraznění rušivého trendu. Nebude tak docházet k náhodným korelacím mezi vysokofrekvenčními složkami a aktivacemi. Mezi reference pro aktivaci tak nebudou brány náhodné vysokofrekvenční složky signálu. Z frekvenčního rozsahu lze vidět, že zcela zasahuje do klíčových pásem alfa a theta aktivity, takže filtrace ICA nebo regresní metodou je nutná.

Po nalezení všech aktivací se musí stanovit zda jde o komponentu dostatečně zodpovědnou za rušení. Práh pro určování této míry je empiricky stanoven pokud je korelovaný s EOG signálem o víc než $\pm 0,8$ pro víc jak 5 % oken o délce 0,5 vteřiny, viz obrázky 5.4 a 5.5. Počet odstraněných komponent u jednotlivých subjektů se liší. Průměrný počet odstraněných komponent je 8, medián roven 3,5. Výsledek filtrace je možné vidět na obrázku 5.6.



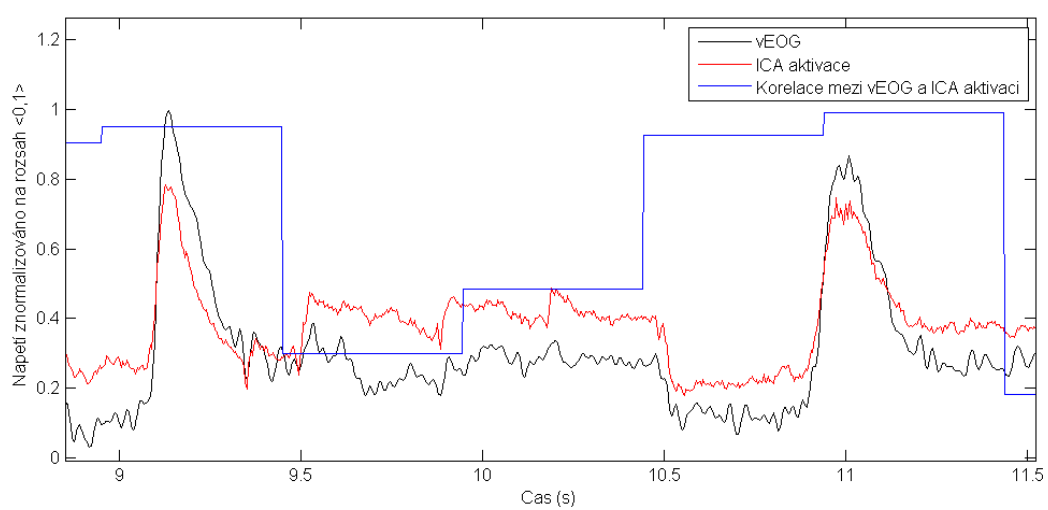
Obr. 5.4: Korelace mezi vEOG a ICA aktivace při pohybu očí

5.1.3 Standartizace

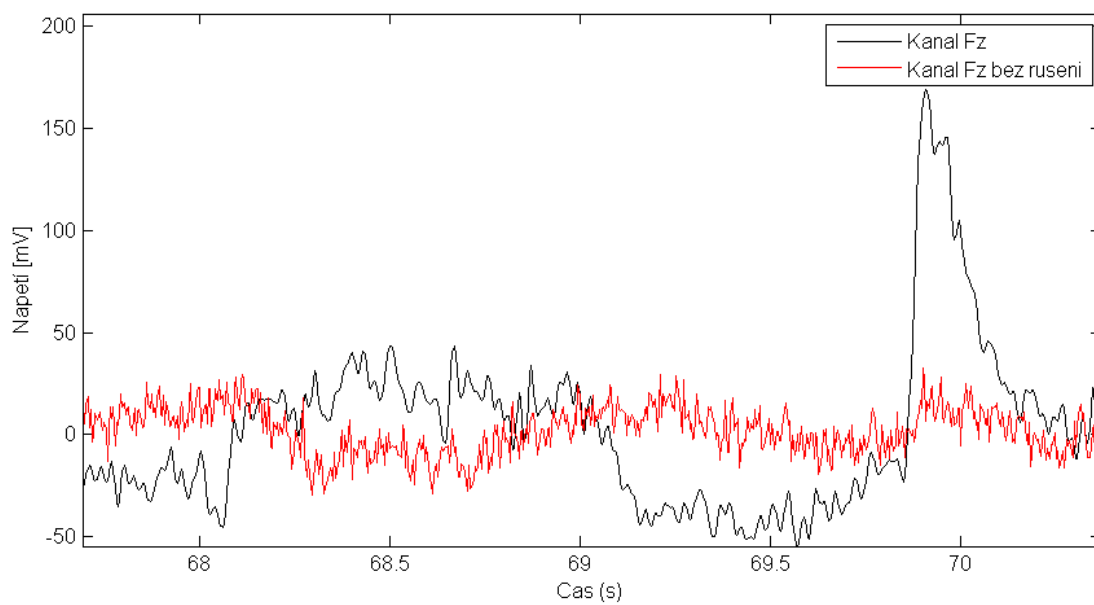
Na jednotlivých kanálech je vhodné rovněž provést poziční standardizaci mediánu vzorků na nulu:

$$y(n) = \frac{x(n) - \text{median}(x)}{\text{median}[|x(n) - \text{median}(x)|]}, \quad (5.2)$$

kde $x(n)$ je n -tý vzorek signálu x kanálu a median je prostřední hodnota seřazené sekvence, jmenovatel představuje mediánovou absolutní odchylku (MAD).



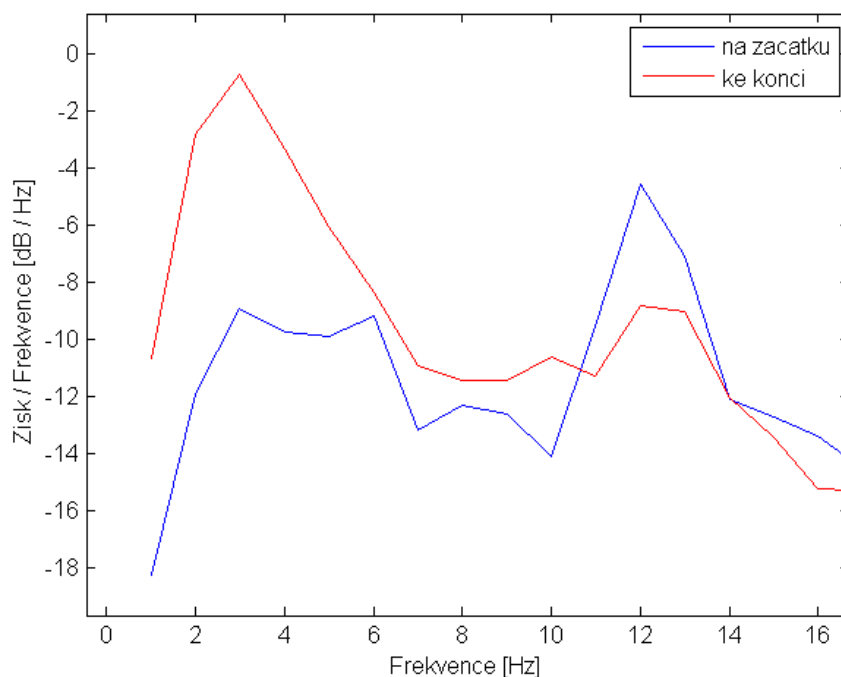
Obr. 5.5: Korelace mezi vEOG a ICA aktivace při mrkání



Obr. 5.6: Ukázka signálu po ICA, odstraněné komponenty odpovídající pohybům očí a mrkání

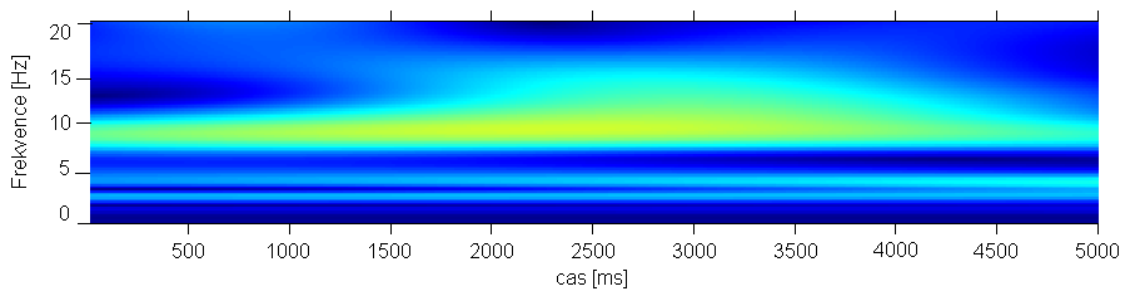
5.2 Aplikace metod analýzy

Na takto standardizovaných datech se vybral úsek relativně na začátku experimentu a to v páté minutě a druhý úsek v 38. minutě. Oba úseky trvají 10 sekund, tj. celkem 10 tisíc vzorků. Na těchto datech byla provedena Welchova metoda odhadu hustoty spektrálního výkonu, viz 5.7. Je vidět nárůst theta aktivity a pokles aktivity alfa.

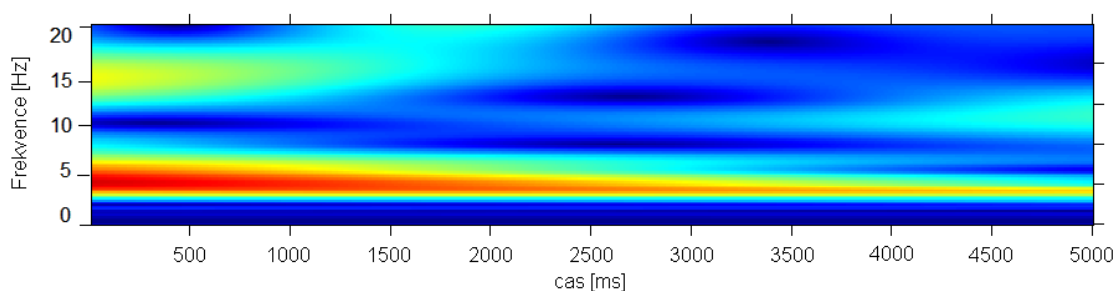


Obr. 5.7: Odhad hustoty spektrálního výkonu kanálu Pz Welchovou metodou na začátku a před koncem experimentu.

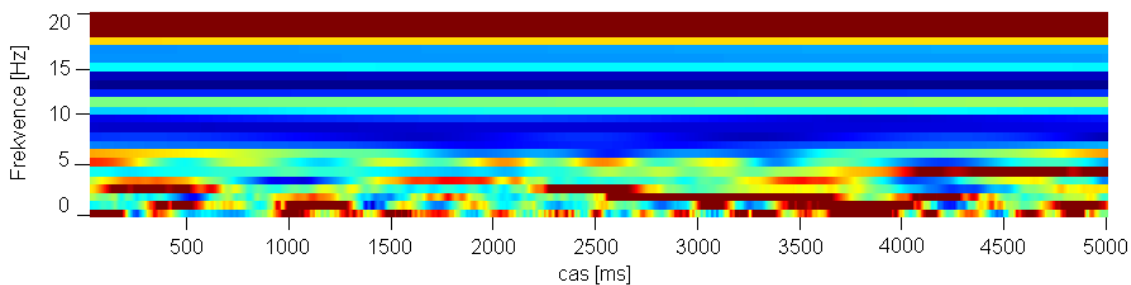
Dále byly získány spektrogramy pomocí S-transformace, výsledky jsou na obrázcích 5.8 reprezentující začátek experimentu a 5.9 reprezentující konec. Spektrogramy byly oříznuty na polovinu, takže zobrazují pětisekundové úseky. Výsledek z obou metod se shodují s teoretickými předpoklady. Spektrogram byl rovněž proveden pomocí STFT, ale výsledné rozlišení je natolik špatné, že analýza postrádá smysl. Na obrázku 5.10 a 5.11 jsou zkoumané úseky reprezentované pomocí HHT. I na nich jde vidět postupná změna a navozující se únava. Z obou typů spektrogramů se dá extrahovat informace o okamžitých změnách signálu v alfa a theta pásmu, takže se výborně hodí pro další zpracování a stanovení míry únavy.



Obr. 5.8: Spektrogram získaný S-transformací signálu z kanálu Pz na začátku experimentu.



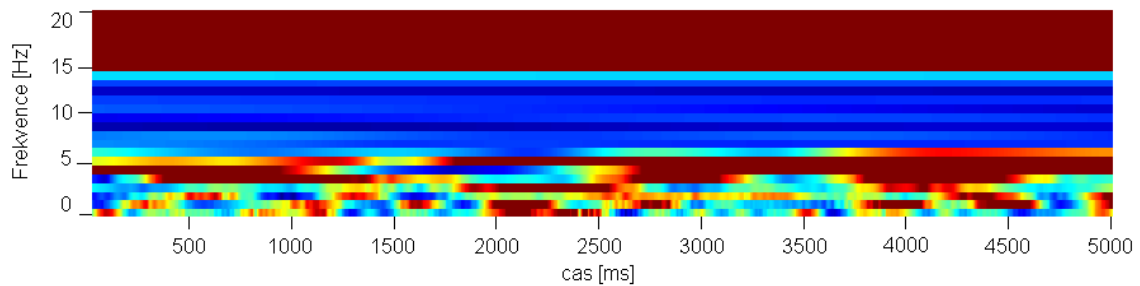
Obr. 5.9: Spektrogram získaný S-transformací signálu z kanálu Pz na konci experimentu.



Obr. 5.10: Spektrogram získaný Hilbert-Huangovou transformací signálu z kanálu Pz na začátku experimentu.

5.3 Načtení časových značek a tlačítek

Vždy když dojde k přepnutí sekvence zobrazované sekvence na plátně, uloží se čas do jednoho z *.xml* souborů. Čas startu záznamu je také zaznamenán. Díky tomu lze časy porovnat a přes vzorkovací frekvenci určit s jakým vzorkem dojde k přepnutí jednotlivých sekvencí.



Obr. 5.11: Spektrogram získaný Hilbert-Huangovou transformací signálu z kanálu Pz na konci experimentu.

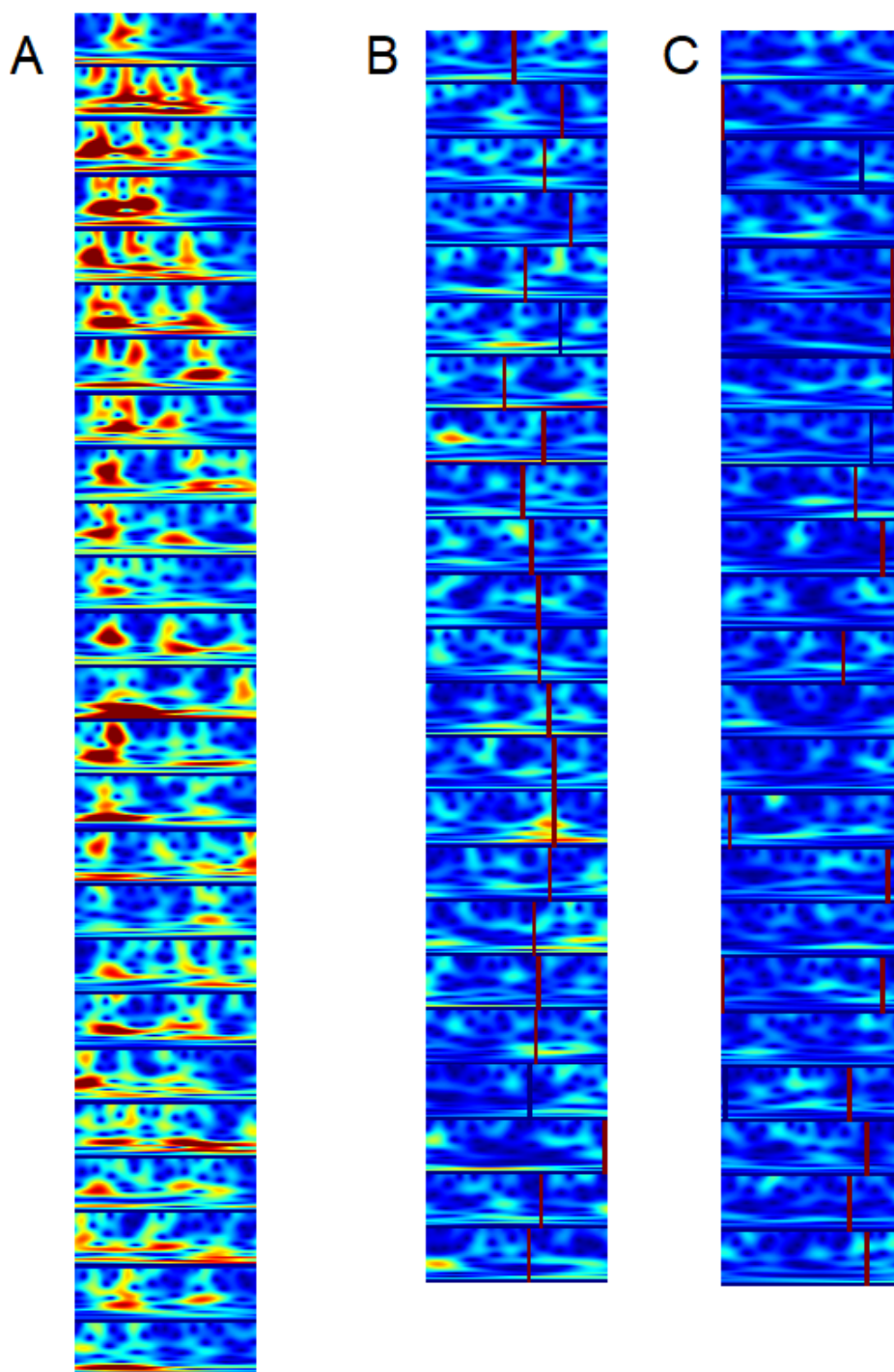
Soubor s uloženými informacemi ohledně zmáčknutého tlačítka je ukládaný jinak. Jelikož se spouští samostatně a dokonce i vnitřní čas zařízení se generuje o něco rychleji, než u EEG, bylo potřeba najít jiné řešení. Soubor obsahoval vlastní vzorkování času s vzorky odpovídající přepínání sekvencí a mačkáním tlačítek. Tyto vzorky byly lineárně posunuty vzhledem k záznamu EEG. Bylo tak třeba provést synchronizaci. Existuje možnost zaznamenat až 50 zmáčknutí během jedné sekvence trvající pět vteřin, což je fyzicky neproveditelné za podmínky správné funkce tlačítek. Extrahuje se pořadové číslo sekvence zvláště pro zapamatovací a hledací sekvence, první vzorek sekvence a dále vzorek, kdy bylo stisknuto jaké tlačítko, a jestli je pro danou sekvenci správně.

5.4 Subjektivní hodnocení

Pro plynulé zobrazení obrazu ST napříč celým signálem je potřeba okno, které určuje jaké vzorky vstoupí do transformace vhodně po signálu posouvat a výstupy z ST překrývat. Nevznikají tak na sebe navazující signály. V ideálním případě by jako vstup pro ST byly všechny vzorky kanálu. Pro urychlení výpočtu tak bylo použito okno o délce 15000 vzorků časově odpovídající jedné minutě, protože při menších docházelo k výraznému zhoršení rozlišení. Na obrázku 5.12 jsou vyobrazena dvě z 25 hledacích pasáží (B a C) trvající téměř dvě minuty. Jeden řádek představuje jednu hledací sekvenci, celkem 23. Jsou zde rovněž naznačeny stisky správných (červeně) a špatných (modře) tlačítek. Nutno poznamenat také rozdíly dobou kdy dochází ke stisku. Theta pásmo je reprezentováno spodní polovinou obrázku a alpha horní.

Pro subjektivní hodnocení se tyto obrazy ST osvědčily jako nejvíce vhodné ve srovnání s ostatními metodami. Jde například dobře vidět korelaci mezi chybovostí a neaktivitou v pásmu theta. Bezprostředně po chybě je často vidět nárůst aktivity. V

sekcí signálu, kde si má subjekt zapamatovat novou sekvenci obrázků je pozorována zvýšená aktivita jak v pásmu alfa tak theta. Toto však neplatí u všech subjektů.

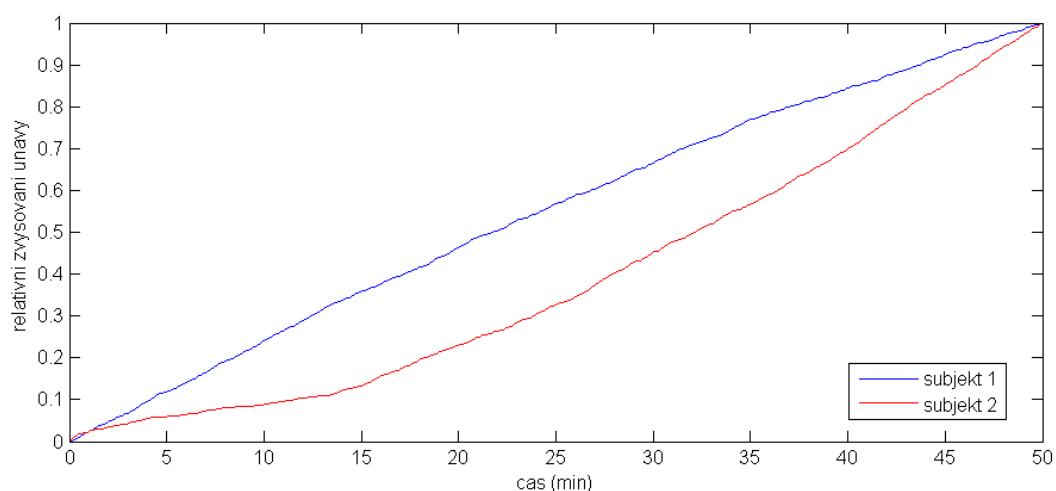


Obr. 5.12: Ukázky ST delších úseků: A) Zapamatování sekvence. B) Hledání sekvence na začátku měření. C) Hledání sekvence na konci měření.

5.5 Extrakce příznaků

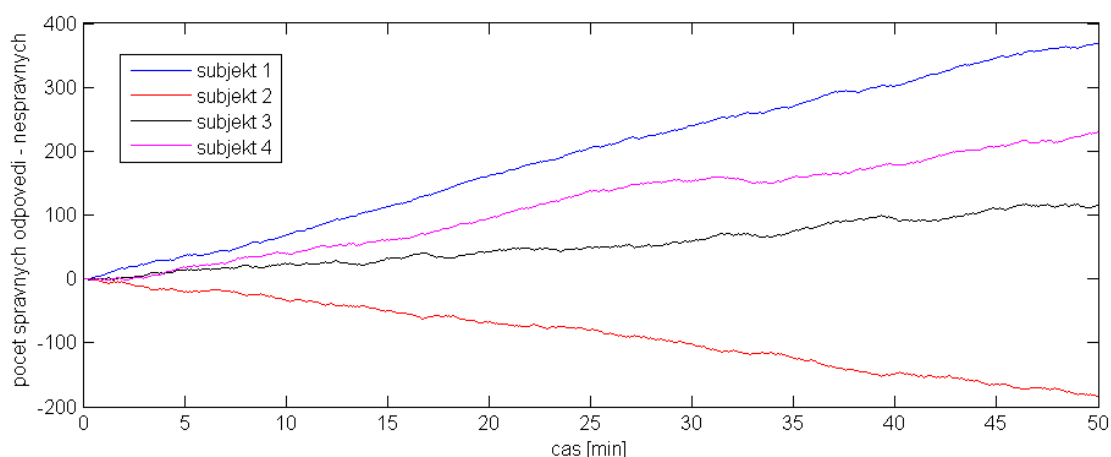
Pro kvantitativní popis byl použit parietální kanál Pz, jelikož je popisován jako nositel největšího počtu informací co se týče mentální únavy. Relativní rychlost navození únavy se liší s každým subjektem, viz 5.13. Obrázek popisuje s jakou rychlostí se únava dostaví relativně k jeho osobní maximální únavě během experimentu.

Nejdříve je provedeno zprůměrování jednotlivých PSD podle pásem alpha a theta v závislosti na čase ST nebo HHT. Poté je provedeno mediánové průměrování 250 hodnot, což znamená, že jednotlivé sekvence hledání jsou rozděleny na 5 takto zprůměrovaných úseků. Ze všech těchto hodnot je následně vyhodnocen medián představující práh, který určuje zda dochází k velkému nárůstu únavy. Vzorky jsou porovnávány s tímto prahem a pokud ho překročí, čítač se zvýší o jedna.



Obr. 5.13: Rozdíl rychlosti nástupu únavy

Kromě extrahovaných dat je jediným objektivním měřítkem únavy chybovost stisknutých tlačítek. Rovněž by se dala zkoumat korelace mezi daty a trváním experimentu, jelikož z teoretických předpokladů vyplývá jasná korelace mezi délkou trvání úkolu a únavou. Na obrázku 5.14 je zobrazen rozdíl mezi počtem správných a špatných odpovědí.



Obr. 5.14: Úspěšnost plnění úkolu

5.6 Výsledky a srovnání

Chybovost je v průměru 39,44 % se směrodatnou odchylkou 13 %. Je možné si všimnout, že subjekt číslo dva si zřejmě popletl tlačítka a zaměnil si dvě odpovědi. Díky tomu má chybovost přes dvě třetiny. V závorce je uvedena chybovost s korekcí na tuto chybu.

Překvapivá je velikost korelací jak s chybovostí, tak s časem. Mezi subjekty jsou jen nepatrné rozdíly. Za zmínku stojí parametr únavy, který reflektuje míru nárůstu PSD alfa pásma a pokles theta aktivity. U subjektu dva a pět docházelo k růstu theta aktivity. Oba dva typy reakce jsou v souladu s podobnými studiemi. Nárůst alfa aktivity byl popsán např. [10], kde se simulovala jízda autem a v [37] při počítání jednoduchých příkladů. Pokles naopak v [27] při memorování čísel.

Tab. 5.1: Výsledky

Subjekt	Chybovost [%]	Dosažená únava	Korelace s chybovostí [%]	Korelace s časem [%]
1	18	56,75	98,01	99,72
2	67 (40,92)	32,65	98,24	98,08
3	39	54,31	99,87	99,90
4	28	54,21	99,27	99,88
5	39	32,55	97,96	98,21

6 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývala frekvenční a časově-frekvenční analýzou EEG signálů za účelem získání informace o mentální únavě pacienta. Práci lze rozdělit na pět tematických částí.

V první části je stručně rozebrána problematika mentální únavy, kognitivní zátěže a relace mezi druhy pamětí, které se podílí na výsledném senzorio-kognitivním vjemu.

Předmětem druhé části je popis vzniku a šíření bioelektrických signálů se zaměřením na nervovou soustavu a podstatné frekvenční složky signálu. Nabyté znalosti jsou podstatné pro pochopení algoritmů a analýz účinných při detekci mentální únavy v získaných datech.

Třetí část se zaměřuje na vhodné snímání EEG signálu, jsou diskutovány parametry zesilovače a metody předzpracování a nalezení příznaků, podle níž je možné odhalit mentální únavu. Byla zjištěna značná variabilita metod jak už pro interpretaci EEG dat tak pro extrakci příznaků a vyhodnocování mentální únavy.

Na základě těchto zjištěných metod a poznatků je sestaven a popsán měřicí protokol. Navržený úkol má simulovat navození mentální únavy pomocí jednoduchého úkolu, který se ale hodně krát opakuje. Touto monotónní činností se zmenšuje pozornost a zvyšuje chybovost plnění úkolu.

V poslední části je popsáno odrušení dat od nežádoucích signálů ať už pomocí filtrace nebo ICA. Následuje časově-frekvenční analýza a extrakce příznakových parametrů popisujících mentální únavu. Už během spektrální analýzy na začátku a na konci měření bylo evidentní, že se signál mění s rostoucím časem podle teoretických předpokladů. Bylo provedeno srovnání ST obrazu s časem a chybovostí a následně nalezena vysoká korelace mezi chybovostí i vzrůstajícím časem. Problematika analyzování mentální únavy není stále ještě dostatečně jasná. Vysoká interpersonální různorodost analyzovaných signálů komplikuje statistickou objektivitu, která se pohybuje na hranici významnosti.

LITERATURA

- [1] 21 electrodes of International 10-20 system for EEG z *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 2010 [cit. 2015-01-1]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/70/21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg.
- [2] BEAR, M. F., B. W. CONNORS a M. A. PARADISO *Neuroscience. Exploring the Brain*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1996.
- [3] BEATTY, J., GREENBERG, A., DEIBLER, W. P., O'HANLON, J.F. Operant Control of Occipital Theta Rhythm Affects Performance in a Radar Monitoring Task. *Science* [online]. 1974, roč. 183, č. 4127, s. 871–873. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1126/science.183.4127.871>.
- [4] BROWN, R. A., FRAYNE, R. A fast discrete S-transform for biomedical signal processing. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2008. ISSN 1094-687X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649729>.
- [5] CRAIGH, A., TRAN, Y., WIJESURIYA, N., THURAISINGHAM, R., NGUYEN, H. Switching rate changes associated with mental fatigue for assistive technologies. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2011. ISSN: 1558-4615 Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090839>.
- [6] DELORME, A., MAKEIG, S. Rejecting_Artifacts *EEGLAB wiki – SCNN* [online]. 2011, č. 1. Dostupné z: https://scn.ucsd.edu/wiki/Chapter_01:_Rejecting_Artifacts.
- [7] DOSTÁL, J., PAULOVÁ, H., SLANINA, J., TÁBORSKÁ, E. *Biochemie pro bakaláře*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003. 174 s. ISBN 80-210-3232-4.
- [8] Electrical Geodesics, Inc., *FDA information on Geodesic EEG System (GES) 400* [online], 2016, Dostupné z: <https://www.egi.com/images/stories/company/documents/K131882.pdf>.
- [9] Electrical Geodesics, Inc., *Geodesic EEG System 400 series for research* [online]. 2016, Dostupné z: <http://www.egi.com/research-division/research-division-research-products/ges-400-series>.

- [10] GHARAGOZLOU, F., NASL SARAJI, G., MAZLOUMI, A., NAHVI, A., MOTIE NASRABADI, A., RAHIMI FOROUSHANI A., ARAB KHERADMAND, A., ASHOURI, M., SAMAVATI, M. Detecting Driver Mental Fatigue Based on EEG Alpha Power Changes during Simulated Driving. *Iranian Journal of Public Health* [online]. 2015, roč. 44, č. 12, s. 1693–1700. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4724743/pdf/IJPH-44-1693.pdf>.
- [11] HALL, P., RIVER, U. S. *SPECTRAL ANALYSIS OF SIGNALS Petre Stoica and Randolph Moses* [online]. 2004. ISBN 0131139568. Dostupné z: <https://user.it.uu.se/ps/SAS-new.pdf>.
- [12] HINDLEY, N. P., SMITH, N. D., CORWIN, J. W., REES, D. A. S., MITCHELL, N. J. A two-dimensional Stockwell transform for gravity wave analysis of AIRS measurements. *Atmospheric Measurement Techniques* [online]. 2016, roč. 9, č. 6. Dostupné z: <https://doi.org/10.5194/amt-9-2545-2016>.
- [13] HOFFMANN, S., FALKENSTEIN, M. The Correction of Eye Blink Artefacts in the EEG: A Comparison of Two Prominent Methods. *PLoS ONE* [online]. 2008, roč. 3, č. 8. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0003004>.
- [14] HRAZDÍRA, I, MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [15] HUANG, N. E. INTRODUCTION TO THE HILBERT–HUANG TRANSFORM AND ITS RELATED MATHEMATICAL PROBLEMS. *Interdisciplinary Mathematical Sciences* [online]. 2005, roč. 5, s. 1–26 ISSN: 1558-4615 Dostupné z: https://dx.doi.org/10.1142/9789812703347_0001.
- [16] HYAVARINEN, A., OJA, E. Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Networks*. [online]. 2000, roč. 13, č. 4–5, s. 411–430. Dostupné z: [https://dx.doi.org/10.1016/S0893-6080\(00\)00026-5](https://dx.doi.org/10.1016/S0893-6080(00)00026-5).
- [17] CHAUDHURI, A., BEHAN, P. O. Fatigue in neurological disorders. *The Lancet* [online]. 2004, roč. 363, č. 9413, s. 978–988. PMID 15043967. Dostupné z: [https://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(04\)15794-2](https://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(04)15794-2).
- [18] CHENG, S., HSU, H. Mental Fatigue Measurement Using EEG. *Risk Management Trends* [online]. 2011, č. 11. ISBN 978-953-307-314-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/16376>.
- [19] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Brno: VUTIU, 1997, 438 s. ISBN 80-214-0816-2.

- [20] JASPER, H. H., PENFIELD, W. G., ERICKSON, T. C. *Epilepsy and Cerebral Localization*. Springfield, IL.: C. C. Thomas, 1941.
- [21] JIAO, X., BAI, J., CHEN, S., LI, Q. Monitoring Mental Fatigue in Analog Space Environment Using Optical Brain Imaging. *Engineering* [online]. 2013, roč. 5, s. 53–57. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.4236/eng.2013.55B011>.
- [22] KLIMESCH, W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews* [online]. 1999, roč. 29, č. 2–3, s. 169–195. Dostupné z: [https://dx.doi.org/10.1016/S0165-0173\(98\)00056-3](https://dx.doi.org/10.1016/S0165-0173(98)00056-3).
- [23] KLIMESCH, W., DOPPELMAYR, M., PACHINGER, T., RUSSEGGGER, H. Event-related desynchronization in the alpha band and the processing of semantic information. *Cognitive Brain Research* [online]. 1997, roč. 6, s. 83–94. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(97\)00018-9](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(97)00018-9).
- [24] KOZUMPLÍK, J. AABS07_EEG1 [přednášky z předmětu Analýza biologických signálů]. 2013 [cit. 2014-12-28]
- [25] ROBERTSON, D. G., DOWLING, J. Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online], 2003, roč. 13, s. 569–573, Dostupné z: [https://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00080-4](https://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00080-4).
- [26] SANEI, S., CHAMBERS, J. A. *EEG Signal Processing*. B.m.: John Wiley and Sons, 2007. ISBN 9780470025819.
- [27] SHIGIHARA, Y., TANAKA, M., ISHII, A., KANAI, E., FUNAKURA, M., WATANABE, Y. Two Types of Mental Fatigue Affect Spontaneous Oscillatory Brain Activities in Different Ways. *Behavioral and Brain Functions* [online]. 2013, roč. 9, č. 2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/1744-9081-9-2>.
- [28] SICLARI, F., BAIRD, B., PEROGAMVROS, L., BERNARDI, G., LAROCQUE, J. J., RIEDNER, B., BOLY, M., POSTLE, B. R., TONONI, G. The neural correlates of dreaming. *Nature Neuroscience* [online]. 2017. Dostupné z: <https://doi:10.1038/nm.4545>.
- [29] SÖRNMO, L. a P. LAGUNA, *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Boston: Elsevier Academic Press, 2005, ISBN 01-243-7552-9.

- [30] STOCKWELL, R. G. A basis for efficient representation of the S-transform. *Digital Signal Processing* [online]. 2007, roč. 17, č. 1, s. 371–393. Dostupné z: <https://10.1016/j.dsp.2006.04.006>.
- [31] STOCKWELL, R. G., MANSINHA, L., LOWE, R. P. Localization of the complex spectrum: the S transform. *IEEE Transactions on Signal Processing* [online]. 1996, roč. 44, č. 4. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/78.492555>.
- [32] ŠIMURDA, J. *Bioelektrické jevy*. Brno, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, VUT Brno. 2007. 72 s.
- [33] TAN, J. ZHAO, Y. WU, S., WANG, L., HITCHMAN, G., TIAN, X. LI, M., HU, L. CHEN, A. The temporal dynamics of visual working memory guidance of selective attention. *Frontiers in Behavioral Neuroscience* [online]. 2014, roč. 8, č. 345, s. 1–12. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2014.00345>.
- [34] TANAKA, M., SHIGIHARA, Y., ISHII, A., KANAI, E., FUNAKURA, M., KANAI, E., WATANABE, Y. Effect of mental fatigue on the central nervous system: an electroencephalography study. *Behavioral and Brain Functions* [online]. 2012, roč. 8, č. 48, Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/1744-9081-8-48>.
- [35] TEPLAN, M. *Fundamentals of EEG measurement*. Berlin: Walter de Gruyter GmbH, 2002. Measurement science review, roč. 2, sekce 2, ISSN 1335-8871.
- [36] TRAN, Y., THURASINGHAM, R., WIJESURIYA, N., CRAIG, A., NGUYEN, H. Using S-transform in EEG analysis for measuring an alert versus mental fatigue state. *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2014. ISSN 1094-687X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944966>.
- [37] TREJO, L. J., KUBITZ, K., ROSIPAL, R., KOCHAVI, R. L., MONTGOMERY, L. D. EEG-Based Estimation and Classification of Mental Fatigue. *Psychology* [online]. 2015, roč. 6, č. 5, s. 572–589. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.4236/psych.2015.65055>.
- [38] VIGÁRIO, R. N. Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1997, roč. 103, č. 3, s. 395–404. Dostupné z: [https://dx.doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00042-8](https://dx.doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00042-8).
- [39] VOJTĚCH, Z. *EEG v epileptologii dospělých*. Praha: Grada, 2004. 704 s. ISBN 80-247-0690-3.

- [40] WALLSTROM, G. L., KASS, R. E., MILLER, A., COHN, J. F., FOX, N. A. Automatic correction of ocular artifacts in the EEG: a comparison of regression-based and component-based methods. *International Journal of Psychophysiology* [online]. 2004, roč. 53, s. 105–119. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2004.03.007>.
- [41] WANG, Y., LIU, X., ZHANG, Y., ZHU, Z., LIU, D., SUN, J. Physiological Assessment of Driving Mental Fatigue Using Wavelet Packet Energy and Random Forests. *Fifth International Conference on Instrumentation and Measurement, Computer, Communication and Control* [online]. 2015. ISBN: 978-1-4673-7723-2 . Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IMCCC.2015.156>
- [42] WANG, Y., ORCHARD, J. The discrete orthonormal Stockwell transform for image restoration. *16th IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)* [online]. 2009. ISSN: 1522-4880. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICIP.2009.5414135>.
- [43] WATANABE, Y., EVENGARD B., NATELSON B. H., JASON, L. A. KURATSUNE H. *Fatigue Science for Human Health*. Springer Science & Business Media. 2007, 236 s. ISBN 44-317-3463-5.
- [44] ZHANG, L., ZHENG, C. Lempel-Ziv complexity changes and physiological mental fatigue level during different mental fatigue state with spontaneous EEG. *Health* [online]. 2009, roč. 1, č. 1, s. 35–38. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.4236/health.2009.11007>
- [45] ZHAO, J., PAN, P., FU, W., MA, C. Research on mental fatigue detection based on portable EEG acquisition equipment. *11th World Congress on Intelligent Control and Automation* [online]. 2014. ISBN: 978-1-4799-5825-2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/WCICA.2014.7053590>
- [46] ZHAO, C., ZHENG, C., ZHAO, M., LIU, J. Physiological Assessment of Driving Mental Fatigue Using Wavelet Packet Energy and Random Forests. *American Journal of Biomedical Sciences* [online]. 2010, roč. 2, č. 3, s. 262–274. ISSN: 1937-9080. Dostupné z: <https://doi.org/10.5099/aj100300262>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

μV	Mikrovolt
AD	Analog digital
Ag-AgCl elektroda	Argentchloridová elektroda
AR model	Autoregressive model – Autoregresivní model
ARMA model	Autoregressive–Moving-average model – Autoregresivní model s váženým průměrováním
BSS	Blind source separation – slepá separace zdrojů
CMRR	Diskriminační činitel
CWL	Continuous wavelet transform – Kontinuální vlnková transformace
DC	Direct Current – Stejnosměrné napětí
DWT	Discrete wavelet transform – Diskrétní vlnková transformace
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
EOG	elektrookulografie
ERP	Empirická dekompozice na módy signálu – Empirical Mode Decomposition
ERP	Event-related potential – Evokovaný potenciál
fNIR	Functional near-infrared spectroscopy – Funkční blízka infračervená spektroskopie
DFT	Discrete Fourier transform – Diskrétní Fourierova transformace
DCT	Discrete cosine transform – Diskrétní kosinová transformace
DOST	Discrete orthonormal S-transform – Diskrétní ortonormální S-transformace
FST	Fast S-transform – Rychlá S-transformace

FIR	Finite Impulse Response – Konečná impulsní charakteristika
fMRI	Functional magnetic resonance imaging – Funkční zobrazení magnetické resonance
HHT	Hilbert-Huang transform – Hilbert-Huangova transformace
IAF	Individual alpha frequency – Individuální alfa frekvence
ICA	Independent component analysis – Analýza nezávislých komponent
IIR	Infinite Impulse Response – Nekonečná impulsní charakteristika
IMF	Intrinsic Mode Function – Funkce vlastního módu
kHz	Kilohertz
LiPo	Lithium-ion polymer baterie
LTMS	Long-term memory system – systém dlouhodobé paměti
MAD	Median absolute deviation – Mediánová absolutní odchylka
MEG	Magnetoencefalografie
mff	metafile format
SNR	Poměr signál k šumu
STMS	Short-term memory system – systém krátkodobé paměti
PCA	Principal component analysis – Analýza hlavních komponent
PSD	Power spectral density – hustota spektrálního výkonu
ST	S-transform – S-transformace
STFT	Short time Fourier transform – krátkodobá Fourierova transformace
Vpp	Voltage peak to peak – Napětí špička-špička
WMS	Working memory system – systém pracovní paměti

A PŘÍLOHA 1

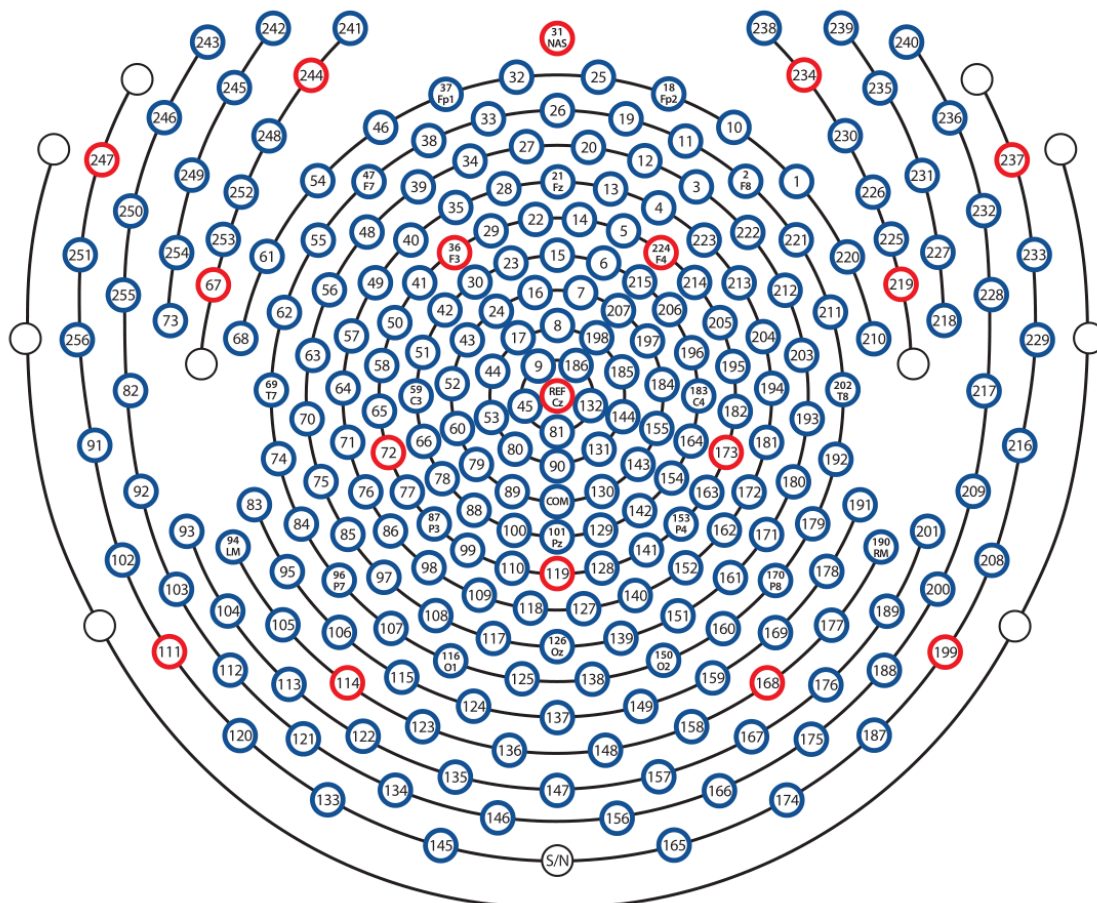
A.1 Parametry EEG přístroje

Tab. A.1: Parametry zesilovače EEG přístroje

Počet kanálů	32, 64, 128 nebo 256
Vzorkovací frekvence	8 kHz
Rozlišení AD převodníku	24
Šum	$1,4 \mu V_{pp}$
Dynamický rozsah	$\pm 200 \text{ mV}$
Preciznost	$0,024 \mu V/\text{bit}$
CMRR	$\geq 90 \text{ dB}$
Anti-aliasingový filtr	4 kHz
Vstupní impedance	$\geq 1.0 \text{ G}\Omega$
Napájení	12 V DC, 1,5 A, LiPo

B PŘÍLOHA 2

B.1 Mapa čepice pro EEG



Obr. B.1: Mapa 256-kanálové čepice HydroGel Geodesic Sensor Net pro EEG, (převzato od pracovníků CEITEC-u)

C PŘÍLOHA 3

C.1 Popis souborů aplikace

Tab. C.1: Popis souborů aplikace

Soubor	Popis
aktivace.m	Funkce pro zobrazení rušení EEG odstraněného pomocí ICA.
dphuang.m	Hlavní skript HHT. Načte data z <i>.mat</i> souborů po ICA.
bandpass.m	Funkce pro potlačení driftu izolinie.
main_170502_preproc.m	Hlavní skript pro filtraci a ICA.
main_170507.m	Hlavní skript ST a zobrazování výsledků.
stran.m	Funkce pro S-transformaci.
stransusek.m	Funkce zajišťující generování vhodného obrazu ST.
thetaalpha.m	Funkce pro extrakci alpha a theta pásem.
tlacitko.m	Funkce pro načtení informací z <i>.txt</i> souboru tlačítka.
znacky.m	Funkce pro načtení informací z <i>.xml</i> souboru značek.